

Aus dem Institut für biomedizinische Technik der
Universität und ETH Zürich
(Direktor: Professor Dr. M. Anliker)

Arbeit unter Leitung von Professor Dr. M. Anliker

**Quantifizierung der Blutströmung
im Bereiche der Carotisbifurkation
mittels Ultraschall**

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung der Doktorwürde der Medizinischen Fakultät
der Universität Zürich

vorgelegt von

KONRAD ERNST BLOCH
von Balsthal/SO

Genehmigt auf Antrag von Professor Dr. M. Anliker
Zürich 1981

Diese Arbeit entstand mit teilweiser Unterstützung
durch den Schweiz. Nationalfonds, Kredit 3.901-0.79

1982

H. Kern AG
9056 Gais AR



Digitized by the Internet Archive
in 2026

Aus dem Institut für biomedizinische Technik der
Universität und ETH Zürich
(Direktor: Professor Dr. M. Anliker)

Arbeit unter Leitung von Professor Dr. M. Anliker

**Quantifizierung der Blutströmung
im Bereiche der Carotisbifurkation
mittels Ultraschall**

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung der Doktorwürde der Medizinischen Fakultät
der Universität Zürich

vorgelegt von

KONRAD ERNST BLOCH
von Balsthal/SO

Genehmigt auf Antrag von Professor Dr. M. Anliker
Zürich 1981

Diese Arbeit entstand mit teilweiser Unterstützung
durch den Schweiz. Nationalfonds, Kredit 3.901-0.79

H. Kern AG
9056 Gais AR

ZUSAMMENFASSUNG

Dank der Entwicklung eines neuen vielkanaligen Ultraschall-Doppler-Gerätes mit computerassistierter Signalverarbeitung und computergesteuerter Transducerpositionierung lassen sich die Strömungsverhältnisse im Bereiche der Carotisbifurkation unter klinischen Bedingungen quantitativ und detailliert untersuchen.

Ausgehend von den Rohdaten in Form von instantanen Geschwindigkeitsprofilen in der A. carotis communis, interna und externa werden die zugehörigen charakteristischen Eigenschaften der Blutströmung evaluiert und gegeneinander abgegrenzt.

Zur Ueberprüfung der Messresultate werden im Sinne eines Bilanztestes proximal und distal der Bifurkation gemessene Flusswerte miteinander verglichen.

Durch die computergesteuerte Veränderung der Position und Orientierung des Transducers werden der räumliche Verlauf und die Querschnitte der Gefäße erfasst und die lokalen Flusswerte an einem Kollektiv von 15 Probanden ermittelt. Die dabei gewonnenen Resultate werden bildlich als dreidimensionale Ultraschall-Angiogramme dargestellt und kritisch bezüglich Fehlerquellen analysiert.



INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
1. Einleitung	1
2. Die Messapparatur	3
2.1 Das Ultraschallgerät	3
2.1.1 Aufbau und Funktion	3
2.1.2 Die Flussberechnung	4
2.1.3 Bedienung des Gerätes und Darstellung der Resultate	7
2.2 Die computergesteuerte Transducerpositionierung	11
2.2.1 Einleitung	11
2.2.2 Der mechanische Teil	12
2.2.3 Die Steuerung	15
2.2.4 Bedienung und Möglichkeiten des Gerätes	17
3. Messanordnung und Messmethodik	20
3.1 Anordnung der Geräte und Einrichtungen	20
3.2 Der Versuchsablauf	22
3.2.1 Untersuchung mit manueller Transducerführung	22
3.2.2 Vorbereitungen zur Untersuchung mit der Positionierungseinheit	23
3.2.3 Untersuchung mit mechanischer Transducerführung	25
4. Messresultate	27
4.1 Definitionen	27
4.2 Die Mittelung über mehrere Herzzyklen	29

	Seite
4.3 Interindividuelle Variationen der Fluss- pulse und instantanen Geschwindigkeits- profile im Carotis-Hauptstamm und seinen beiden Aesten	32
4.4 Quantitative Flussmessungen bei konstanter Positionierung des Transducers	39
4.4.1 Bilanzmessungen	39
4.4.2 Die zeitlichen Schwankungen des Flusses	44
4.4.3 Maximaler und minimaler Fluss, maximale Geschwindigkeit	47
4.5 Scanning	49
4.5.1 Achsenscans und Compounddopplerscans der A. carotis communis	49
4.5.2 Achsenscans im Bereiche der Carotis- bifurkation sowie über der A. carotis interna und externa	54
4.5.3 Compounddopplerscans über der A. carotis interna und externa	56
4.6 Dopplerangiogramme	57
4.7 Probandenverzeichnis	62
5. Diskussion	63
5.1 Die Strömungsverhältnisse in der A. carotis interna, externa und communis	63
5.2 Die Beurteilung der Flusswerte	65
5.2.1 Die Bestimmung des Einstrahlwinkels	66
5.2.2 Die Messzeit und Bewegungsartefakte	68
5.2.3 Die Flussberechnung	69
5.3 Die räumliche Erfassung des Gefäßes	70
6. Literaturverzeichnis	73

1. EINLEITUNG

Die Anwendung des Ultraschalls ist ein Beispiel dafür, wie hochentwickelte Technik immer mehr zu einem unentbehrlichen Bestandteil der heutigen Medizin geworden ist.

In der Gynäkologie, Geburtshilfe und Cardiologie, sowie bei der Abklärung von Krankheiten intraabdomineller Organe hat sich die Ultraschallechographie bereits als unentbehrlich erwiesen. In der Angiologie wurde durch die Entwicklung des Ultraschall-Doppler-Verfahrens eine nichtinvasive funktionelle Diagnostik von Arterien und Venen ermöglicht. Mit Hilfe gepulster Systeme und computerassistierter Signalverarbeitung gelingt es präzise Informationen über die räumliche und zeitliche Verteilung der Strömungsgeschwindigkeit, selbst in kleinen Gefässen bis zu 1.5 mm Durchmesser, zu erhalten. Durch die Berechnung des Flusses aus Strömungsgeschwindigkeit und Gefässdurchmesser können quantitative Aussagen über die Haemodynamik einzelner Kreislaufabschnitte gemacht werden.

Bei der Praevention und Diagnostik cerebrovaskulärer Erkrankungen, insbesondere des Schlaganfalles, ergänzt die Ultraschall-Doppler-Untersuchung andere, mit gewissen Risiken behaftete Verfahren, u.a. die Kontrastmittelangiographie. Dank ihres nichtinvasiven Charakters ermöglicht die Ultraschall-Diagnostik wiederholte Untersuchungen, d.h. Verlaufskontrollen.

Die quantitative Abklärung der Strömungsverhältnisse in den 4 grossen extracraniellen, gehirnversorgenden Arterien stellt das Ziel von Forschungen auf diesem Gebiet dar. Nachdem quantitative Strömungsmessungen in der A. carotis communis bereits seit einiger Zeit möglich sind, bedeutet die Entwicklung einer entsprechenden Messmethodik für die A. carotis interna und externa einen weiteren Schritt in dieser Richtung.

2. DIE MESSAPPARATUR

2.1 Das Ultraschallgerät (1,2,3,4)

2.1.1 Aufbau und Funktion (Abb. 2.1)

Der an die Haut mittels Aqua-Sonic angekoppelte Ultraschall-Wandler (Transducer) wird durch einen Sender zum Ausstrahlen von Pulsen (Wellenzügen) angeregt. Die Frequenz des Senders ist von der Grössenordnung 4 MHz. Die Pulsrepetitionsfrequenz kann der gewünschten Eindringtiefe von 3 bis 10 cm angepasst werden. Die von den bewegten Blutzellen reflektierten Echosignale werden vom Empfänger so verstärkt, dass die Dämpfung der Ultraschallwellen im Gewebe kompensiert wird und damit das zu demodulierende Signal für alle Tiefenbereiche ungefähr die gleiche Amplitude erhält.

Im Zeitintervall zwischen zwei aufeinanderfolgenden Pulsen wird das demodulierte Signal in gleichmässigen Zeitabständen abgetastet und bezüglich Dopplerfrequenzen analysiert. Jedem Zeitintervall oder Kanal entspricht ein Reichweiteintervall, dessen zugehöriges Echosignal eine Dopplerfrequenz aufweist, wenn die den Ultraschall streuenden Strukturen innerhalb dieses Reichweiteintervalles eine Geschwindigkeitskomponente in Richtung der Strahlachse besitzen.

Um das Vorzeichen der Geschwindigkeitskomponente zu ermitteln wird im Demodulator die Dopplerinformation sowohl vom ursprünglichen als auch vom um 90° phasenverschobenen Trägersignal abgetrennt.

Das demodulierte Echosignal lässt sich für jeden Kanal in eine relativ grosse stationäre und eine relativ kleine schnell veränderliche Komponente zerlegen. Die störende

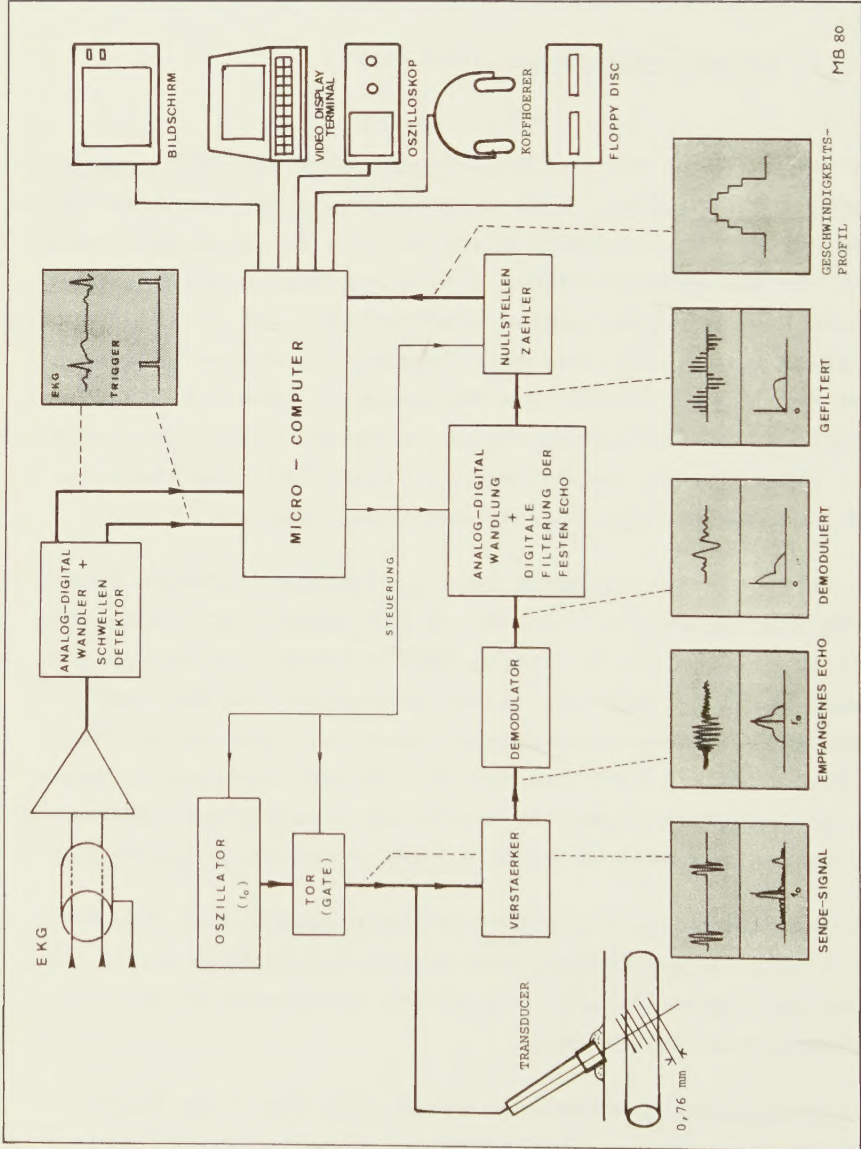


Abb. 2.1 Blockschema des Ultraschallgerätes

stationäre Komponente, die z.B. von Wandbewegungen des Gefäßes oder von festen Strukturen herrühren kann, wird durch einen digitalen Filter höherer Ordnung unterdrückt.

Der Nullstellendetektor induziert eine den Nullstellen des Dopplersignals entsprechende Impulsfolge, woraus die Dopplerfrequenz abgeleitet werden kann. Durch Zählung der Impulse kann für jeden Kanal ein der Geschwindigkeit proportionaler digitaler Wert generiert werden. Diese Werte werden vom Microcomputer aufgenommen, abgespeichert und verarbeitet. Das vom Patienten abgeleitete EKG dient nach der analog/digital-Wandlung zur Synchronisation bei der Mittelung mehrerer Herzzyklen. Als Trigger wird die R-Zacke verwendet.

2.1.2 Die Flussberechnung

Für die Berechnung des Flusses als Produkt aus Geschwindigkeit mal durchströmte Fläche wird der Gefäßquerschnitt als kreisförmig angenommen und in Halbkreisringe mit der Breite eines Kanals eingeteilt. Durch Summation aller Produkte aus Geschwindigkeit eines Kanals und zugehöriger Halbkreisringfläche erhält man den Gesamtfluss. Dieser muss noch durch den Cosinus des Einstrahlwinkels dividiert werden, da nur Geschwindigkeitskomponenten in Richtung des Transducers erfasst werden. Durch Mittelung der Profile über mehrere Herzzyklen (bis 13 s) erhält man einen mittleren Fluss. (Abb.2.2)

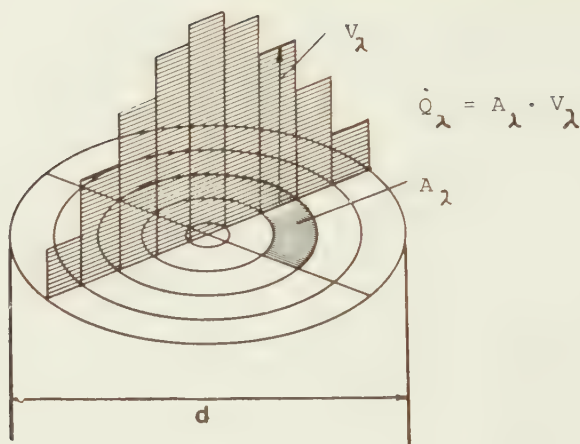


Abb. 2.2 Prinzip der Flussberechnung

Die von einem Kanal angezeigte Geschwindigkeit wird mit dem zugehörigen halben Kreisring des Lumens multipliziert. Die Summe dieser Produkte dividiert durch den $\cos \alpha$, ergibt den gesuchten Blutfluss.

Für eine gerade und ungerade Anzahl verwendeter Kanäle gilt:
(5, 1)

$$\begin{aligned} \text{ungerade Anzahl Kanäle: } \dot{Q} &= \frac{1}{\cos \alpha} \cdot \frac{\pi \cdot t^2}{4} \left[v_0 + 4 \sum_{|\lambda|=1}^h |\lambda| \cdot v_{\lambda}(t) \right] \\ \text{gerade Anzahl Kanäle: } \dot{Q} &= \frac{1}{\cos \alpha} \cdot \frac{\pi \cdot t^2}{4} \left[2 \sum_{|\lambda|=1}^h (2\lambda - 1) \cdot v_{\lambda}(t) \right] \end{aligned}$$

wobei $\dot{Q}$ Fluss (ml/s)

λ Nummer des Kanals von 0 bis h

$v_{\lambda}(t)$ zugehörige Geschwindigkeit

$v_0(t)$ Geschwindigkeit des zentralen Kanals

t Kanalintervall

n Anzahl Kanäle innerhalb des Gefäßes

d Gefäßradius = n t

h n/2 bei gerader, $\frac{n-1}{2}$ bei ungerader Anzahl

α Einstrahlwinkel

2.1.3 Die Bedienung des Gerätes und die Darstellung der Resultate

Die Steuerung des Ultraschallgerätes erfolgt durch einen Microcomputer. Ein auf Floppy-Disc gespeichertes Programm (2) stellt am Ultraschallgerät automatisch für den Normalfall optimierte Messparameter ein. Für Messungen im Bereiche der Carotisbifurkation erwiesen sich folgende Werte als zweckmässig:

Grundfrequenz		4.140 MHz
Pulsrepetitionsfrequenz		9.952 KHz
Anzahl Wellenzüge des Sendepulses:	für Doppler	5
	für Echomessungen	1
Axiales Kanalintervall		0.76 mm
Plazierung der Kanäle	1. Kanal	7.00 mm
	letzter Kanal	29.75 mm
Anzahl Kanäle		30
Mittelungszeit (Zeit zwischen zwei Geschwindigkeitsprofilen)		25.62
Anzahl gemittelte Herzzyklen je nach Herzfrequenz		10-15

Für spezielle Bedürfnisse können einzelne Parameter verändert werden. Sämtliche Bedienungsbefehle werden über die Tastatur des Video-Display-Terminals (VDT) des Computers eingetippt und können am Bildschirm kontrolliert werden. Eine Messung kann auch über Fusstaste ausgelöst und gestopt werden.

Auf einem 4-kanaligen Kathodenstrahloszilloskop (K.O.) werden gleichzeitig dargestellt:

- das instantane Geschwindigkeitsprofil
- das Echosignal
- das EKG
- das Audiofenster (verstellbarer Tiefenbereich, wo die Dopplerfrequenz über Kopfhörer abgehört werden kann).

Während einer Messung wird der Bildschirm kontinuierlich beschrieben, zuerst auf der oberen, dann auf der unteren Bildhälfte. Ein Durchgang dauert 13 Sekunden. Anschliessend wird automatisch von neuem initialisiert, wenn nicht der Messvorgang durch den Untersucher unterbrochen wird. In diesem Fall kann noch eine Messnummer und ein allfälliger 3-zeiliger Kommentar eingetippt und die gesamte Information schliesslich auf Floppy-Disc gespeichert werden. Pro Floppy-Disc haben 20 - 25 Messungen à 13 Sekunden Platz und stehen somit für die spätere Auswertung zur Verfügung.

Im einzelnen erkennt man auf den zwei nacheinander zu durchlaufenden Bahnen des Bildschirms (Abb. 2.3 A):

1. Die alle 25 ms ermittelten Geschwindigkeitsprofile werden nach Betrag und Richtung in Farbe kodiert. Jeder gemessene Geschwindigkeitswert eines Kanals wird als Farbpunkt abgebildet, wobei z.B. rot bis gelb Töne langsame bzw. rasche Geschwindigkeiten gegen den Transducer bedeuten, blau und grün Töne Geschwindigkeiten vom Transducer weg. Auf diese Weise entstehen charakteristische Farbflecken, die dem Untersucher bereits auf den ersten Blick eine Abschätzung der Stärke, Richtung und des Verlaufs der Strömung erlauben.
2. Auf einem Sekundenraster wird die momentan detektierte maximale Geschwindigkeit nachgeführt. Sie ist ein feiner Parameter zur Anzeige von Störungen (wenn sich z.B. Luftbläschen zwischen Transducer und Haut befinden) und gestattet ebenfalls eine Beurteilung der Strömung.
3. Auch das EKG erscheint auf dem Hintergrund des Zeitrasters. Die R-Zacke dient als Trigger zur Abgrenzung der einzelnen Herzzyklen. Korrektes triggern wird durch Farbumschlag am oberen Rand des Zeitrasters angezeigt.

ABB.2.3.A

DIE DARSTELLUNG DER MESSWERTE

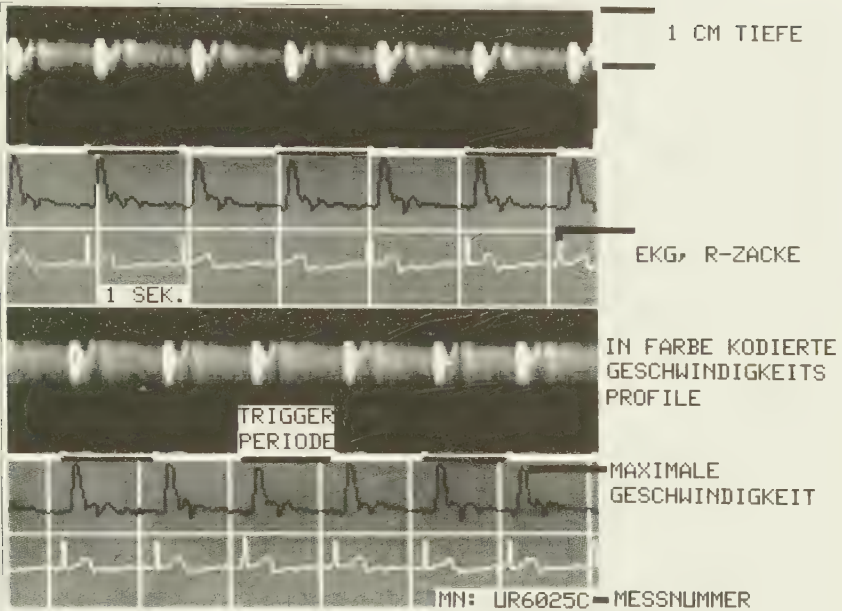
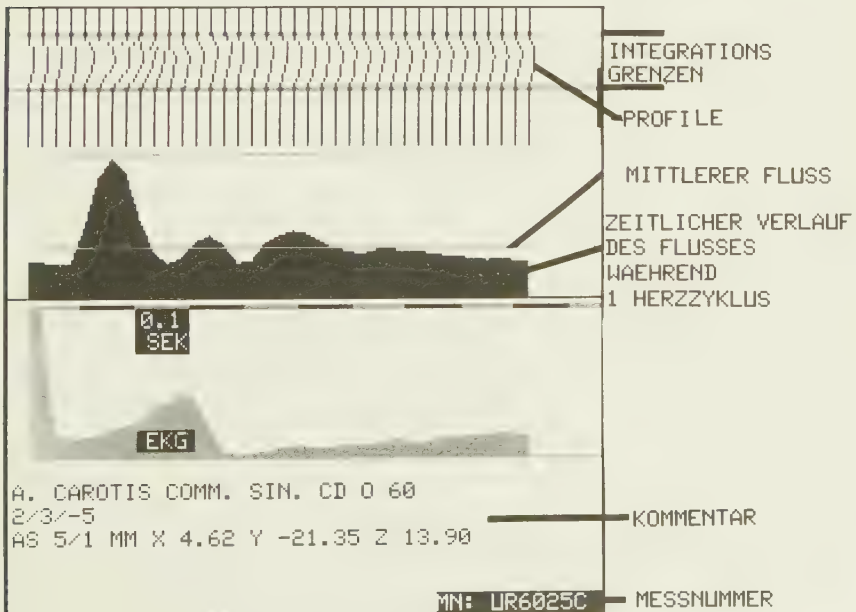


ABB.2.3.B

UEBER 12 HERZZYKLEN GEMITTELTEN FLUSS



Erst nach Abschluss der Untersuchung erfolgt die Auswertung der Resultate und die Berechnung des Flusses. Dazu werden die einzelnen Messungen von der Floppy-Disc wieder auf den Bildschirm zurückgerufen. Für die Flussberechnung muss dem Computer noch der Einstrahlwinkel sowie der Durchmesser und die Tiefenlokalisation des Gefäßes eingegeben werden. Auf die Bestimmung des Einstrahlwinkels wird im nächsten Kapitel eingegangen. Der Gefäßsdurchmesser wird durch Echomessung senkrecht zur Gefäßsachse oder wo dies aus anatomischen Gründen nicht möglich ist, aus dem Dopplerprofil bestimmt.

Ueber das Video Display Terminal (VDT) müssen also für die Flussberechnung zu beiden Seiten der Geschwindigkeitsprofile Integrationsgrenzen plazierte werden. Sie sollen den Gefäßwänden entsprechend die Profile im Abstand des gemessenen Durchmessers umranden. Nach der Mittelung über mehrere Herzperioden erfolgt in einem weiteren Schritt die Darstellung der gemittelten Profile und des Strömungsverlaufs über einen Herzzyklus (Abb. 2.3 B). Der errechnete mittlere Fluss wird als Rechteckfläche eingetragen. Die Darstellung des gemittelten EKG als Fläche ist etwas ungewohnt. Man erkennt die triggernde R-Zacke, die T-Welle und am Schluss die P-Welle. Das EKG dient zusammen mit dem Sekunden-Signal als zeitliche Referenz.

Sämtliche numerischen Werte, insbesondere der errechnete Fluss erscheinen auf dem VDT. Zur Dokumentation können die Werte durch einen Line-Printer herausgeschrieben werden. Von dem auf dem Bildschirm dargestellten und digital gespeicherten Bildern können sog. Hard-Copies angefertigt werden.

2.2 Die computergesteuerte Transducerpositionierung

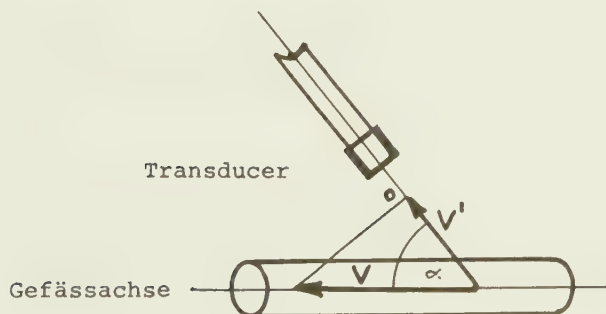
2.2.1 Einleitung

Bereits bei manueller Transducerpositionierung lassen sich wertvolle qualitative Informationen über ein Gefäß gewinnen. Zum Beispiel können Strömungsrichtung und zeitlicher Verlauf erfasst, Arterien von Venen unterschieden und die Äste der A. carotis communis identifiziert werden.

Für eine quantitative Messung des Blutflusses muss jedoch der Einstrahlwinkel des Ultraschalls gegenüber der Gefäßachse bekannt sein, da wie erwähnt, nur Geschwindigkeitskomponenten in Richtung des Transducers erfasst werden. Die entsprechende Gleichung lautet:

$$v = \frac{v'}{\cos \alpha}$$

wobei v wahre Geschwindigkeit
 v' gemessene Geschwindigkeit
 α Einstrahlwinkel



Bisherige Methoden zur Bestimmung des Winkels gehen von der Senkrechten zur Gefässachse aus (6). Diese Senkrechte ist durch diejenige Transducerposition definiert, welche ein maximales Echo- und ein minimales Doppler-Signal liefert. Für die Doppler-Messung wird der Transducer um einen bekannten Winkel rotiert oder man verwendet für die Doppler-Messung einen zweiten Transducer, der mit dem ersten starr verbunden ist und mit diesem einen vorgegebenen Winkel einschliesst. Der Gefässverlauf muss dabei dem Untersucher bekannt sein, damit er den Transducer um die richtige Achse rotiert, oder damit im zweiten Fall die Strahlachsen beider Transducer die Gefässachse schneiden. Diese Methoden der Winkelbestimmung haben sich bewährt für quantitative Messungen an der A. femoralis, brachialis, radialis, ulnaris und carotis communis (6,7,8), d.h. an Arterien, die einen relativ unkomplizierten Verlauf haben und anatomisch leicht zugänglich sind.

Um das Anwendungsgebiet der US-Dopplermessungen zu erweitern wurden folgende Apparaturen entwickelt:

- Ergänzung eines US-Echographen (9) durch Doppler Analyse. Der Einstrahlwinkel kann dabei auf einem Bildschirm abgelesen werden, der gleichzeitig Gefäss und Dopplerstrahlachse darstellt.
- Eine computergesteuerte Transducerhaltung. Ein solches Gerät wurde für die später aufgeführten Messungen verwendet und wird nachfolgend beschrieben (10, 11).

2.2.2 Der mechanische Teil

Die Positionierungseinheit hat 4 Freiheitsgrade. Sie erlaubt Kombinationen von Rotations- (α/β) und Translations- (x/y)

Bewegungen. Die Rotationsachsen schneiden sich im Zentrum der Transducervorderfläche (Transducerspitze), so dass diese bei reinen Rotationsbewegungen an Ort bleibt und jedenfalls nie die x/y-Ebene verlässt.

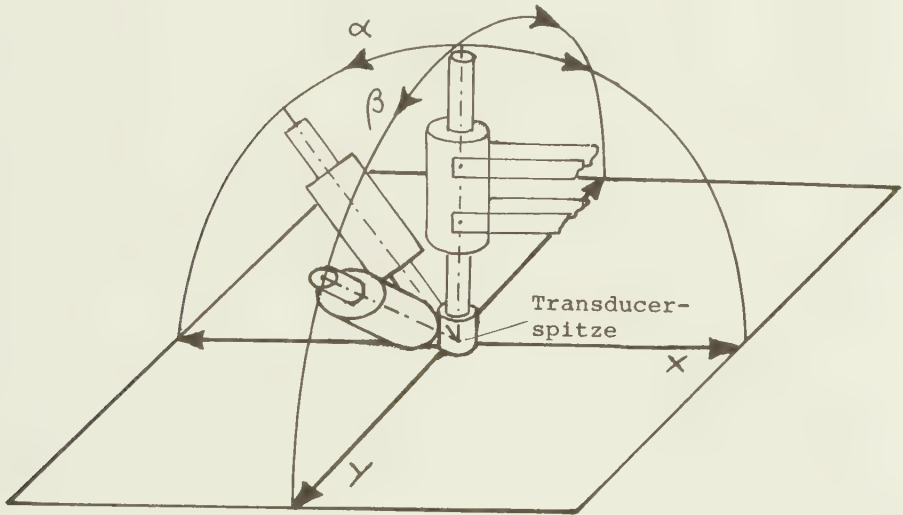


Abb. 2.4 Die 4 Freiheitsgrade der Transducerbewegungen

Das Zentrum der Rotationsbewegungen (α/β) liegt in der Transducerspitze. Translationsbewegungen erfolgen in der x/y Ebene.

Vier Schrittmotoren induzieren über Spindeln die Translations-, über Zahnräder und Riemen die Rotationsbewegungen. Das durch die Schrittmotoren gegebene Auflösungsvermögen beträgt 0.01 mm bzw. 0.225°. Es dürfte jedoch durch mechanisches Spiel und durch Ungenauigkeit beim Einspannen des Transducers etwas vergrößert werden.

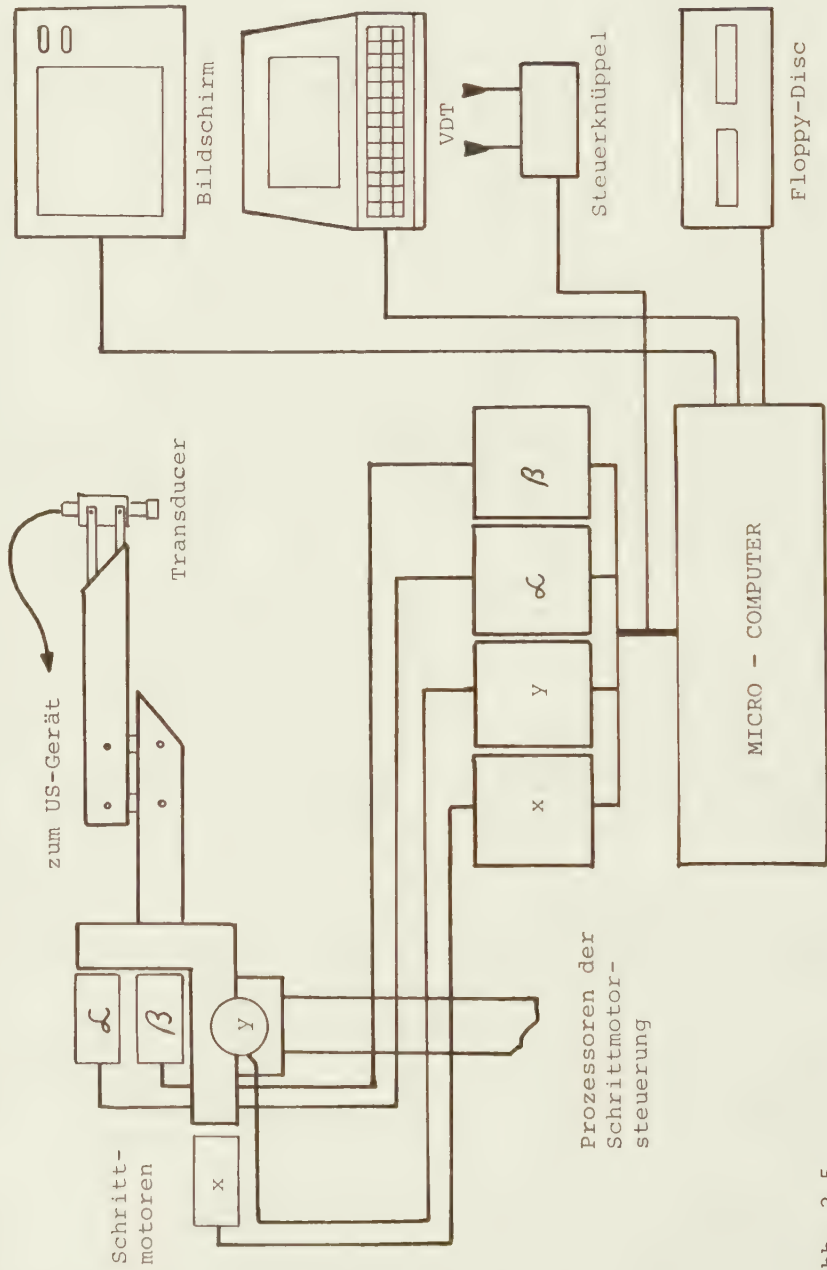


Abb. 2.5

Die ganze Apparatur wird durch einen soliden Sockel getragen, dessen Höhe zu Beginn der Untersuchung hydraulisch eingestellt werden kann. Die Lage der Translationsebene kann durch ein Kugelgelenk der Hautoberfläche des Patienten angepasst werden. Es sei hervorgehoben, dass die einmal eingestellte Höhe und Lage der Translationsebene während der Untersuchung nicht mehr verändert wird. Es wird angenommen, dass die Hautoberfläche innerhalb des zu untersuchenden Bereiches eine Ebene darstellt. Kleinere Unregelmässigkeiten werden durch Aqua-Sonic und durch die Elastizität der Haut ausgeglichen.

2.2.3 Die Steuerung (Abb. 2.5)

Im Zentrum steht ein Microcomputer, der die 4 Prozessoren der Schrittmotorsteuerung koordiniert. Die Schrittmotoren können durch 2 Steuerknüppel für Translation und Rotation direkt angesteuert werden, oder es können am VDT (Video Display Terminal) Befehle für automatische Bewegungsabläufe (siehe unten) eingegeben werden. Dem Computer ist die aktuelle Transducerposition stets bekannt. Sie kann am VDT abgelesen werden. Auf einem Bildschirm wird der durch den Ultraschall abdeckbare räumliche Bereich durch einen offenen Quader dreidimensional dargestellt (Abb. 2.6).

Die Deckfläche des Quaders stellt die Hautoberfläche dar, auf der sich der schwarz gestrichelt gezeichnete Transducer bewegt. Der Verlauf des US-Strahls von der Hautoberfläche bis zum Gefässzentrum erscheint weiss gestrichelt. Weisse Punkte bezeichnen den räumlichen Verlauf der Gefässachse. Deren Projektion auf Grund-, Seiten- und Aufriss ist schwarz punktiert. Die Kanten des Quaders weisen einen cm-Messstab auf. Durch Einzeichnen der Gefässwände kann der räumliche Eindruck verstärkt werden.

Zur Dokumentation können Messpunkte auf Floppy-Disc abgespeichert werden. Ab Bildspeicher können Hard-Copies angefertigt werden. Zustandsmeldungen und Messparameter werden auf Wunsch durch einen Line-Printer herausgeschrieben.

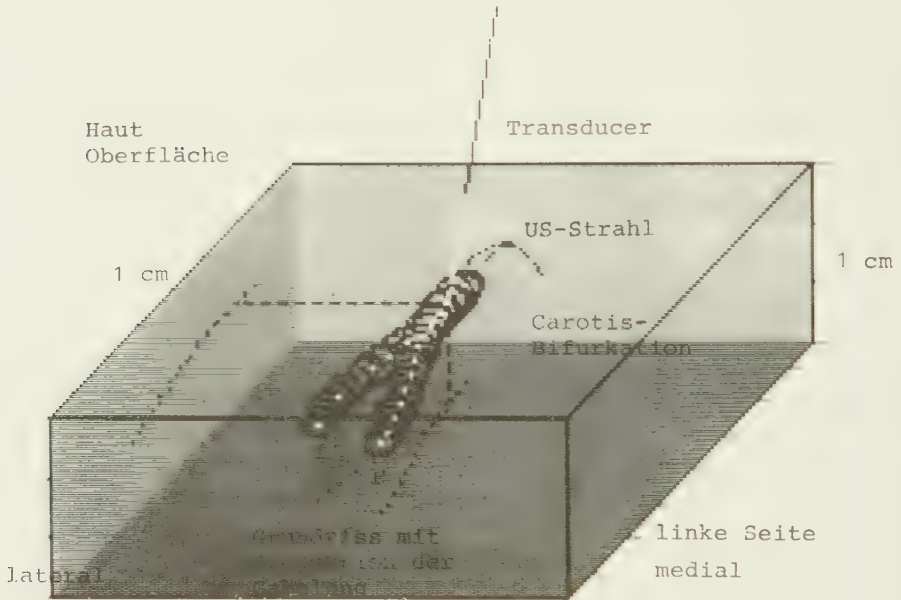


Abb. 2.6 Die räumliche Darstellung des Gefäßes

Der Quader stellt den durch den Ultraschall abdeckbaren räumlichen Bereich dar. Man erkennt die A. carotis interna (I), die A. carotis externa (E); der US-Strahl ist auf die A. carotis communis gerichtet.

2.2.4 Bedienung und Möglichkeiten des Gerätes

Das Erfassen des Gefäßverlaufs

Die Untersuchung beginnt mit dem Aufsuchen eines Gefäßes mittels Steuerknüppeln. Aus der Position des Transducers und der aus dem K.O. des US-Gerätes abgelesenen Tiefe ist die räumliche Lage des eingestellten Gefäßszentrums eindeutig bestimmt. Der gefundene Punkt wird gespeichert. Auf gleiche Weise werden noch ein oder mehrere weitere Stützpunkte im Verlauf des Gefäßes erfasst. Es können 2 Sets von bis zu 10 Stützpunkten gespeichert werden. Dadurch wird das gleichzeitige Verfolgen von zwei Gefäßen oder eines Gefäßes mit Bifurkation ermöglicht. Aus den Stützpunkten errechnet der Computer den Verlauf des Gefäßes mittels einer Latten Interpolation. Dieses Verfahren gestattet es, in jedem interpolierten Punkt eine Tangente an die Gefäßachse zu legen und damit einen Einstrahlwinkel zu definieren.

Das Scanning (vgl. Abschnitt 4.5)

Nach der Datenaufnahme werden die Steuerknüppel nicht mehr benötigt. Die im folgenden beschriebenen, vorprogrammierten Bewegungsabläufe (Scans) werden am VDT eingeleitet und näher charakterisiert.

1. Der Achsenscan (AS)

Unter konstantem Einstrahlwinkel (wählbar) bewegt sich der Transducer in kleinen Schritten von z.B. 1 mm innerhalb des erfassten Gefäßsverlaufes nach proximal oder distal entlang der Gefäßachse. Wird keine Bifurkation überschritten, sollte der vom Doppelgerät gemessene Blutfluss konstant bleiben.

2. Der Compound Doppler Scan (CD)

Durch Achsenscan gelangt man auf einen gewünschten Punkt der Gefässachse. Dieser Punkt wird nun aus verschiedenen Richtungen aber unter konstantem Einstrahlwinkel beschallt. Der Transducer bewegt sich in Schritten (Incrementen) von z.B. 5° auf einem Kegelmantel, dessen Spitze im beschallten Punkt liegt. Die Achse des Kegels ist die Tangente durch diesen Punkt, der Oeffnungswinkel entspricht dem doppelten Einstrahlwinkel. Beim CD werden aus verschiedenen Richtungen gleiche Flusswerte gemessen, wenn die Kegelachse korrekt liegt, kreisrunder Gefässquerschnitt vorausgesetzt.

3. Compound Echo Scan (CE), Linear Scan (LS) und Sektor Scan (SE)

Bei diesen Scans bewegt sich der Transducer in einer Ebene, deren Neigung zur Gefässachse vorgegeben wird. Beim CE wird der gleiche Punkt aus verschiedenen Richtungen und unter verschiedenen Einstrahlwinkeln beschallt. Beim LS verschiebt sich der Transducer schrittweise parallel von der einen Seite des Gefässes über das Zentrum zur gegenüberliegenden Seite. Beim Sektor-scan bestreicht der US-Strahl eine sektorförmige Schnittfläche im Gewebe. Die Transducerspitze bleibt auf der Hautoberfläche an Ort, weshalb auch durch kleine anatomische Schallfenster untersucht werden kann.

Bei allen Scans ausser dem LS und SE wird stets ein Punkt des Gefässzentrums beschallt. Der Einstrahlwinkel ist bekannt und eine quantitative Durchblutungsmessung möglich.

Beim AS und CD wird für Dopplermessungen der Einstrahlwinkel derart vorgewählt, dass maximale Genauigkeit erreicht wird für die Geschwindigkeitsbestimmung. (5)

Beim CE verändert sich der Einstrahlwinkel, ist aber ebenfalls bekannt. Beim LS und SE wird das Gefäßszentrum nur in einer einzigen Position getroffen, in allen übrigen Stellungen schneidet der US-Strahl das Gefäß exzentrisch oder läuft daran vorbei. Der CE, der LS und SE eignen sich vor allem für Echomessungen.

3. MESSANORDNUNG UND MESSMETHODIK

3.1 Anordnung der Geräte und Einrichtungen

Bei der Gestaltung der Messanordnung und Methodik standen zwei Gesichtspunkte im Vordergrund:

1. Optimaler Komfort für den Probanden durch kurze Untersuchungszeit und bequeme Lagerung.
2. Uebersichtliche Anordnung der Ueberwachungsgeräte und leicht zugängliche Bedienung der Apparaturen für den Untersucher.

Der Untersucher sitzt auf einem drehbaren Stuhl seitlich am Kopfende des Untersuchungsbettes. Er kann damit den Probanden überwachen und hat gleichzeitig die Bewegungen der Transducerhalterung unter Kontrolle. Bei Bedarf kann er Aqua-Sonic auf die Haut applizieren. Die Transducerpositionierungseinheit ist rechts vor dem Untersucher plazierte, das Ultraschallgerät links. Bei dieser Anordnung können die Tastaturen beider Terminals und die Bedienungselemente des Kathodenstrahlloskops (K.O.) bequem erreicht werden. Die Bildschirme und insbesondere der K.O. liegen im Blickfeld des Untersuchers (Abb. 3.1, 3.2). Die mechanische Transducerhalterung und das Untersuchungsbett können je nach der zu untersuchenden Seite nach rechts oder links verschoben werden. Die Hard-Copy-Unit und der Line-Printer werden während der Untersuchung nur ausnahmsweise benötigt, da alle Daten auf Floppy-Disc gespeichert werden.

Auf einem handelsüblichen Untersuchungsbett liegen zwei Plastikkissen. Das grössere ist für die Rumpf/Gesässpartie bestimmt, das kleinere für die Kopf/Nackenregion. Ueber ein Ventil kann die Luft aus den Kissen mit einer Handpumpe evakuiert werden. Das enthaltene Sagexgranulat wird komprimiert

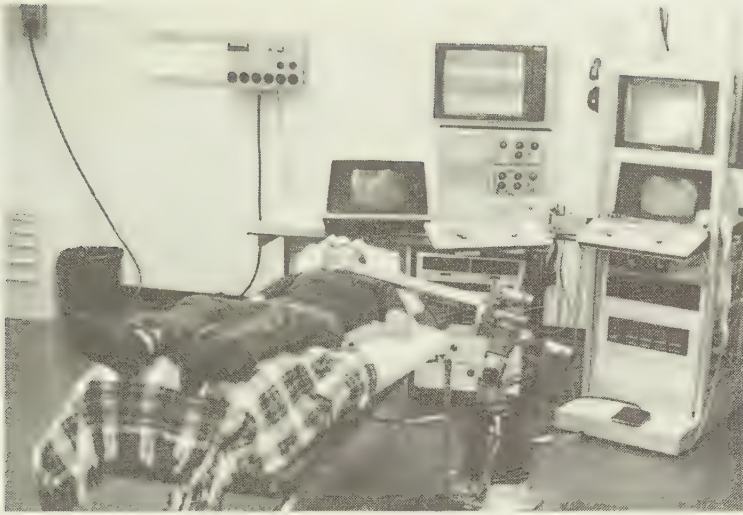


Abb. 3.1 Die Versuchsanordnung

Man erkennt im Hintergrund die Terminals und Bildschirme des Ultraschallgerätes (links, mit dem Kathodenstrahlzilloskop) und der Positionierungseinheit (rechts); im Vordergrund die mechanische Halterung des Transducers mit den 4 Schrittmotoren. Man beachte die Lagerung des Probanden.



Abb. 3.2 Detailaufnahme der Halsregion

Unter minimalem Druck gleitet der mit Aqua-Sonic befeuchtete Transducer auf der Hautoberfläche. Ueber die zwei Knüppel des kleinen Steuerpultes wird der Transducer in die gewünschte Position gelenkt.

und behält dadurch die einmal gegebene Form bei. In einem leicht erhöhten Holzkästchen findet das Kissen für den Kopf seitlichen Halt. Um Rückenschmerzen durch dauernde Hyperlordosierung der Lendenwirbelsäule zu vermeiden, werden die Beine etwas erhöht gelagert.

3.2 Der Versuchsablauf

3.2.1 Untersuchung mit manueller Transducerführung

Man führt den Transducer vorerst von Hand, um sich über die speziellen anatomischen Verhältnisse zu orientieren. Der späteren Untersuchung mit der mechanischen Halterung entsprechend wird der Transducer nach cranial gerichtet. Geschwindigkeiten vom Transducer weg, Richtung cranial, werden als positiv registriert (im allg. Arterien), Geschwindigkeiten gegen den Transducer (im allg. Venen) als negativ. Als erstes sucht man am Vorderrand des M. sternocleidomastoideus die A. carotis communis auf. Ihrem Verlauf folgt man bis zur Bifurkation. Man erkennt sie durch eine Veränderung des Dopplersignals. Bei ungewöhnlicher Lage wird hier mit Fettstift eine Marke gesetzt. Dann folgt man dem Verlauf der A. carotis externa und interna möglichst weit nach distal bis sich die Dopplersignale unter dem Ramus Mandibulae und vor dem Processus mastoideus verlieren. Während der mit Aqua-Sonic befeuchtete Transducer unter minimalem Druck auf der Hautoberfläche nachgeführt wird, kontrolliert man am K.O. das Geschwindigkeitsprofil. Ein Kopfhörer zum Abhören der Dopplerfrequenz erleichtert das Auffinden und Identifizieren der Gefäße.

Zur Unterscheidung zwischen A. carotis externa und interna dient vor allem ihr charakteristisches Strömungsverhalten

sowie ihre Lokalisation (12, 13). Die A. carotis interna wird meist lateral der A. carotis externa gefunden. Während durch die A. carotis interna typischerweise auch in der Diastole eine beträchtliche Blutmenge befördert wird, sinkt in der A. carotis externa in der Diastole die Blutgeschwindigkeit auf Null und kann eventuell sogar negativ werden. Am Kopfhörer vernimmt man über der A. carotis interna ein rhythmisches Rauschen geringer Amplitudenmodulation, über der A. carotis externa jedoch markante pulsatile Geräusche mit Pausen. Entsprechend präsentieren sich die Kurven des zeitlichen Verlaufs der Maximalgeschwindigkeit und des Blutflusses (Abb. 4.3 - 4.5)

Eine zusätzliche Kontrolle besteht im Beklopfen eines Astes der A. carotis externa (z.B. A. temporalis superficialis): Befindet sich der Transducer über der A. carotis interna, wird im Kopfhörer nichts wahrgenommen. Ueber der A. carotis externa jedoch werden die fortgeleiteten Druckwellen als Geräusche wahrgenommen.

3.2.2 Vorbereitungen zur Untersuchung mit der Positionierungseinheit

Vor der Untersuchung wurde das Programm zur Schrittmotorsteuerung initialisiert. Ein Transducer wurde in die Halterung eingespannt, wobei beachtet wurde, dass sich seine Vorderfläche genau auf Höhe der Rotationsachsen befindet. Eine Tiefenskala am K.O. des Dopplergerätes wird geeicht durch Echomessung in einem kleinen wassergefüllten Zylinder bekannter Länge.

Nun schliesst man die EKG-Elektroden an. Bei der manuellen US-Untersuchung des in Rückenlage liegenden Probanden hat man auch die günstigste Kopfstellung erprobt. Sie besteht

meist in leichter Aussenrotation des Kopfes von der zu untersuchenden Seite weg, ohne In- oder Reklination (Abb. 3.1, 3.2). In dieser Position wird die Haut in der interessierenden Region etwas gespannt und geebnet. Im übrigen fordert man die Versuchsperson am besten auf, selbst eine möglichst bequeme Kopfstellung zu suchen. Auch bei sehr kooperativen Probanden besteht nämlich unwillkürlich die Tendenz, während der Untersuchung die am wenigsten ermüdende Position einzunehmen. Das eine Plastikkissen wird an Kopf und Nacken satt angelegt und evakuiert. Es stützt nun helmartig den Kopf nach allen Seiten ab. Auch das zweite, grössere Kissen wird den Körperformen angepasst und versteift.

Die Transducerhalterung wird über den Hals des Probanden geschwenkt und abgesenkt bis sich die Transducerspitze noch 5 - 10 mm über der Hautoberfläche befindet. Durch vorsichtiges Verschieben des Sockels zentriert man den Transducer über der Carotisbifurkation. Durch betätigen der Steuerknüppel vergewissert man sich, dass die Translationsebene parallel zur Hautoberfläche liegt. Andernfalls muss die Einstellung am Kugelgelenk justiert werden. Die korrekte Einstellung gewährleistet, dass der Transducer nach dem nun erfolgenden Absenken auf der Haut mit minimalem Druck gleiten kann. Er sollte in keiner Stellung von der Haut abgehoben werden oder Falten aufwerfen. Ungefähr 4-fach mit Wasser verdünntes Aqua-Sonic dient zugleich als Gleitmittel und akustisches Kopplungsmedium.

Nach diesen Vorbereitungen kann mit dem Aufsuchen der Gefässe begonnen werden.

3.2.3 Untersuchung mit mechanischer Transducerführung

Wie unter 2.2.4 beschrieben werden zuerst Stützpunkte der Gefässachse gespeichert. Man nützt das anfänglich vom Probanden mühelos eingehaltene Stillhalten aus, indem man zuerst die kleineren Gefässe A. carotis interna und externa untersucht, zuletzt die A. carotis communis.

Mit den Steuerknüppeln wird der Transducer möglichst genau über ein Gefässzentrum manövriert. Am Kathodenstrahloszilloskop (K.O.) sollte ein grosses symmetrisches Geschwindigkeitsprofil pulsieren. Ueber Funktionstasten des VDT wird nun feinzentriert. Vom postulierten Gefässzentrum aus werden nach beiden Seiten in die Peripherie gleichgrosse Schritte von zunächst 1 - 2 mm angesteuert. Bei korrekter Zentrierung fällt das Dopplerprofil auf beiden Seiten gleich stark ab. Ist dies nicht der Fall, wird das postulierte Zentrum in Richtung des grösseren Profils verlagert und erneut nach beiden Seiten angesteuert. Das Zentrierverfahren wird mit abfallender Schrittlänge (minimal 0.5 mm) fortgesetzt bis zur optimalen Einstellung.

Bei der A. carotis externa und interna bewirken Schritte von 0.5 mm aus dem Gefässzentrum heraus bereits einen merklichen Abfall des Dopplerprofils; bei der A. carotis communis bleibt das Profil bei Betrachtung am K.O. über einen Bereich von 1.5 - 3 mm seitlicher Verschiebung konstant. Es lohnt sich hier also nicht, beim Zentrieren Schritte von weniger als 1 mm zu wählen. Ein mm-Massstab auf dem K.O. des Dopplergerätes erleichtert das Ablesen der Tiefe des Gefässzentrums. Die Zahl wird dem Computer der Positionierungseinheit eingegeben, der damit einen Punkt abspeichern kann.

Ist man nur an einer quantitativen Flussmessung interessiert, begnügt man sich im Hinblick auf eine kurze Untersuchungszeit mit dem Aufsuchen von 2 Stützpunkten pro Arterie im Abstand

von 7 - 20 mm. Der Gefäßverlauf wird dabei als Gerade angenähert. Ein Achsenscan über dem registrierten Bereich sollte ein konstantes Geschwindigkeitsprofil zeigen. Am gewünschten Ort wird ein Compound-Doppler-Scan über 20° - 40° Rotation mit Winkelschritten (Incrementen) von 5° durchgeführt. Auch dies dient als Kontrolle. Stimmt die Rotationsachse des durch den Transducer beschriebenen Kegels nicht mit der Gefäßachse überein, zeigt sich bei jedem Schritt des CD ein anderes Profil. Bleiben die Profile über den gesamten Bereich konstant, darf man annehmen, dass der Einstrahlwinkel richtig ermittelt wurde. Nun werden unverzüglich die gewünschten Dopplermessungen durchgeführt und gespeichert.

Bei Flussmessungen der A. carotis externa achtet man darauf, womöglich proximal des Abgangs der A. thyroidea superior zu messen, um den gesamten Fluss zu erfassen. Dies dürfte jedoch oft schwierig sein, da die Äste der A. carotis externa schon kurz nach der Bifurkation abgehen. Allzunahe bei der Bifurkation erhält man wegen der instabilen Strömung keine guten Resultate.

Interessiert vor allem der räumliche Verlauf der Gefäße im Bereich der Carotisbifurkation, nimmt man sich die Zeit zum Aufsuchen weiterer Stützpunkte. Die Punkte der A. carotis communis werden sowohl ins Set der A. carotis interna als auch der A. carotis externa gespeichert, da ja nur Speicherplatz für zwei Stützpunktsets zur Verfügung steht. Die Bifurkationsstelle wird am ersten gemeinsam gespeicherten Punkt rekonstruiert. (Vgl. Abb. 4.16, 4.17)

Sind alle erforderlichen Messungen abgeschlossen, wird die Versuchsperson von den Installationen befreit und kann sich erheben. Am Schluss der Untersuchung wird jeweils Gewicht und Körpergrösse bestimmt und der Blutdruck liegend gemessen. (Bei Blutdruckmessung schon während der US-Messung ergaben sich oft extrem tiefe Werte wegen des langen Liegens).

4. MESSRESULTATE

4.1 Definitionen

Die instantanen Geschwindigkeitsprofile setzen sich zusammen aus den alle 25.6 ms ermittelten Geschwindigkeitswerten der einzelnen Kanäle.

Der zeitliche Verlauf des aus den instantanen Geschwindigkeitswerten ermittelten Flusses über einen Herzzyklus wird als Flusspuls bezeichnet.

Die instantanen Geschwindigkeitsprofile und der Flusspuls werden normalerweise über 10 - 15 Herzzyklen gemittelt.

Begriffserläuterungen am Beispiel einer Messung in der A. carotis communis (Abb. 4.1):

Das systolische Maximum des Flusspulses wird ca. 150-200 ms nach der R-Zacke des EKG erreicht. Der anschliessende Strömungsabfall wird meist durch ein vorläufiges systolisches Minimum unterbrochen oder erfährt zumindest eine deutliche Verlangsamung. Nach kurzem Wiederanstieg endet der systolische Teil des Flusspulses mit der sog. Inzisur (25 -75 ms nach Ende der T-Welle). Sie kommt durch geringen Rückfluss beim Schliessen der Aortenklappe zustande. In der Diastole fällt die Strömung nach Erreichen des diastolischen Maximums mit eventuellen Nachschwankungen auf den Ausgangswert, das enddiastolische Minimum zurück. Der diastolische Teil des Flusspulses beginnt also mit der Inzisur und endet beim systolischen Wiederanstieg des folgenden Herzzyklus.

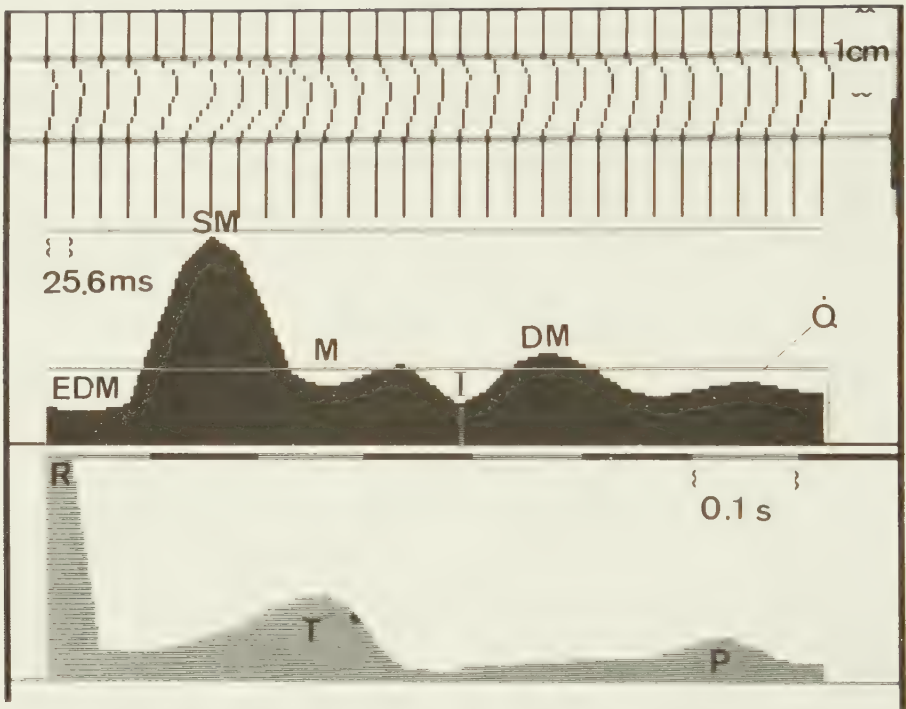


Abb. 4.1 Instantane Geschwindigkeitsprofile, Flusspuls und EKG

Begriffserläuterungen am Beispiel einer Messung in der A. carotis communis.

Proband: U.R., 22 J. ♂

S M	Systolisches Maximum
M	Systolisches Minimum
I	Inzisur
DM	Diastolisches Maximum
EDM	Enddiastolisches Minimum
$\dot{Q}$	Mittlerer Fluss
R, T, P	R-Zacke, T-Welle, P-Welle des EKG
1 cm	Tiefenskala beginnend 7 mm unter der Hautoberfläche
0.1 s	Zeitskala
26.6 ms	Zeitintervall zwischen 2 instantanen Geschwindigkeitsprofilen = Mittelungszeit

4.2 Die Mittelung über mehrere Herzzyklen

Die Berechnung des Flusses beim verwendeten Gerät erfolgt über die instantanen Geschwindigkeitsprofile der einzelnen Herzzyklen. Jeweils nach Initialisierung durch den EKG-Trigger werden die sich zeitlich entsprechenden Geschwindigkeitsprofile aufeinanderfolgender Herzzyklen gemittelt bis zum Ende des kürzesten registrierten Zyklus. Die restlichen Profile der längeren Zyklen werden vernachlässigt. Bei regelmäßigem Herzrhythmus, d.h. ca. gleicher Dauer aller Herzzyklen ist die verlorene Information gering.

Im Beispiel Abb. und Tab. 4.2 besteht eine Arrhythmie. Der längste und der kürzeste registrierte Herzzyklus (Nr. 1 und 4) wurden gesondert ausgewertet (B); unter C sind zwei verschiedene Arten der Mittelung einander gegenübergestellt. Die automatische Mittelung, wie sie bei allen im Abschnitt 4 aufgeführten Messungen verwendet wird, erfolgt nach dem oben dargelegten Prinzip. Bei der Mittelung der Einzelresultate werden die Herzzyklen 1 - 9 wie unter B einzeln ausgewertet und ein Mittelwert berechnet.

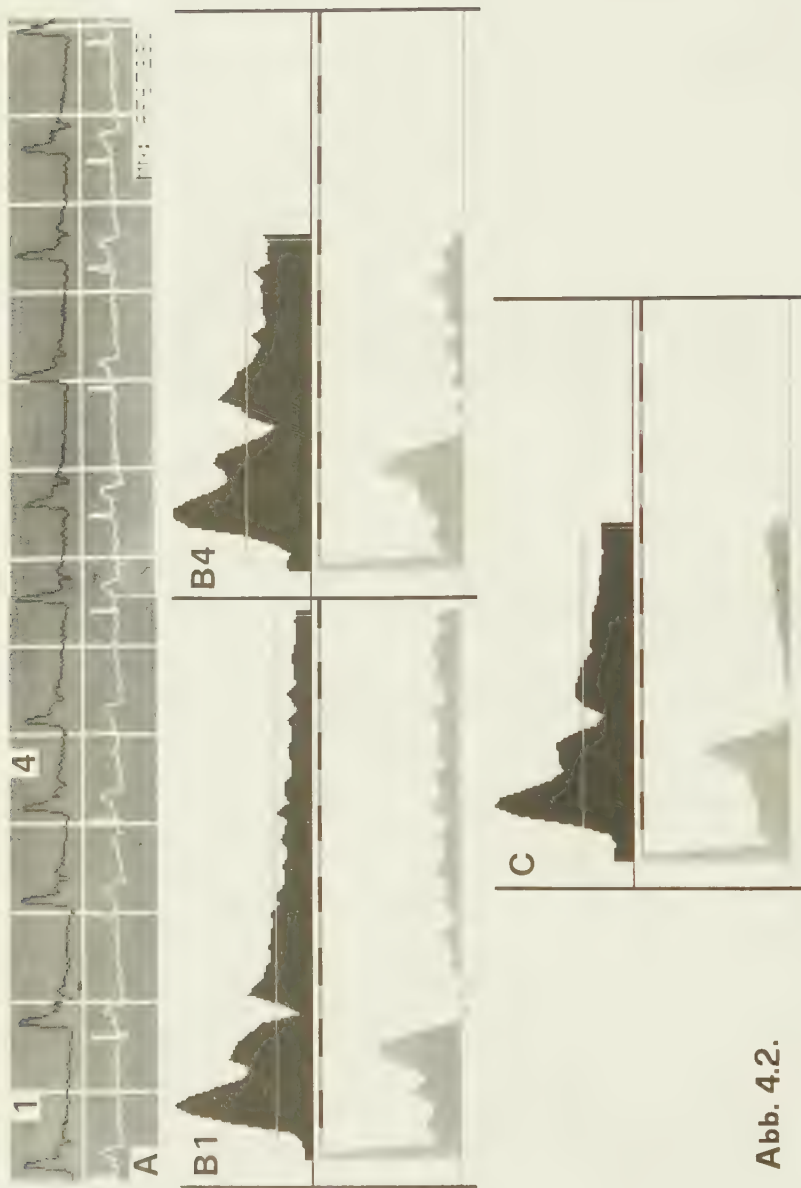


Abb. 4.2.

Tabelle und Abb. 4.2

Die Mittelung über mehrere Herzzyklen

Proband: R.F., 25 J. ♂ ausgeprägte respiratorische Arrhythmie

A. carotis communis sin. Einstrahlwinkel 60°

Aufzeichnung des EKG und der Maximalgeschwindigkeit während 13,1 s

A	Flusspuls und EKG	B		C	
		Keine Zyklus Nr. 1	Mittelung Zyklus Nr. 4	automatisch dch. Computer	Mittelung der Einzelresultate Nr. 1 - 9
Zyklusdauer (ms)		1550	961	961	1245
Errechnete Herzfrq. (Min. ⁻¹)		39	62	62	48
Transportiertes Blutvolumen pro Zyklus (ml)		6.84	5.51	5.45	6.27
Mittlerer Fluss ($\dot{Q}$, ml/s)		4.41	5.73	5.67	5.04
Maximaler Fluss ($\dot{Q}_{\max}$, ml/s)		15.62	11.86	14.73	14.85
Minimaler Fluss ($\dot{Q}_{\min}$, ml/s)		0.80	1.76	1.93	1.60
Maximale Geschwindigkeit ($V_{\max}$, cm/s)		86.58	86.58	86.58	86.58

4.3 Interindividuelle Variationen der Flusspulse und instantanen Geschwindigkeitsprofile im Carotis-Hauptstamm und seinen beiden Aesten

Abb. 4.3

A. carotis communis: Einstrahlwinkel 60°
 (das Ende der T-Welle ist auf der Zeit-
 skala markiert)

A. Proband: B.I. 24 J. ♂

Anzahl gemittelte Zyklen	13
Herzfrequenz: (HF)	71/Min.
Mittlerer Fluss: $\dot{Q}$	3.26 ml/s
Maximaler Fluss: $\dot{Q}_{\max}$	9.69 ml/s
Minimaler Fluss: $\dot{Q}_{\min}$	0.51 ml/s
Maximale Geschwindigkeit: $V_{\max}$	75.48 cm/s

B. Proband: F.M. 67 J. ♂

Anzahl gemittelte Zyklen	14
Herzfrequenz	69/min.
Mittlerer Fluss	5.15 ml/s
Maximaler Fluss	11.97 ml/s
Minimaler Fluss	1.03 ml/s
Maximale Geschwindigkeit	57.72 cm/s

C. Proband: M.S. 21 J. ♂

Anzahl gemittelte Zyklen	12
Herzfrequenz	92/min.
Mittlerer Fluss	6.00 ml/s
Maximaler Fluss	17.49 ml/s
Minimaler Fluss	- 0.13 ml/s

(die Zeitskalen stimmen nicht überein)

Abb. 4.3

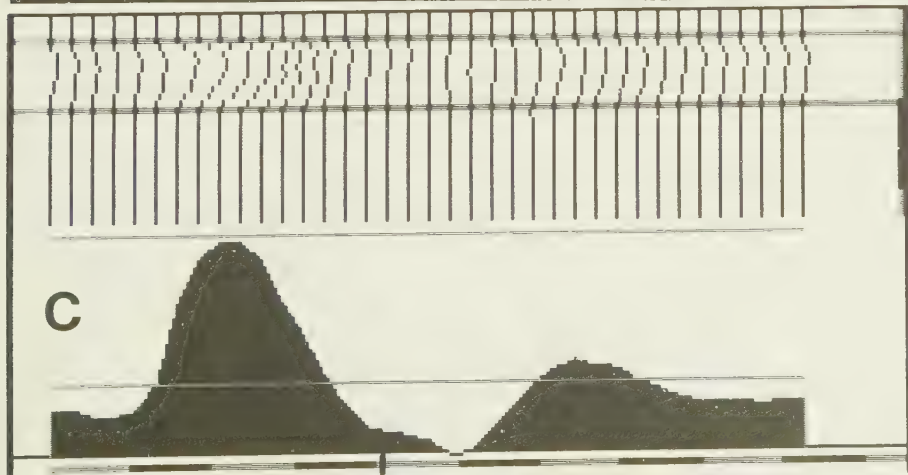
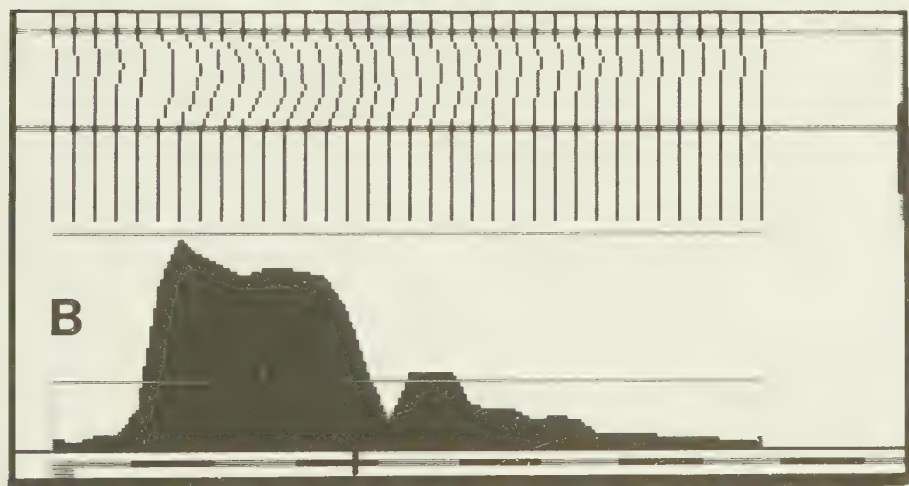
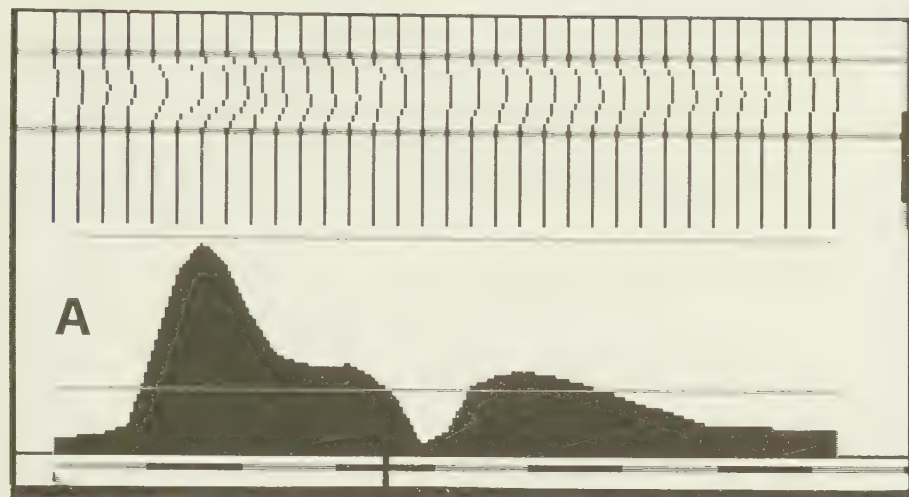


Abb. 4.4

A. carotis externa: Einstrahlwinkel 60°
(Ende T-Welle markiert)

A. Proband: W.M. 25 J. ♂

Anzahl gemittelte Zyklen	13
Herzfrequenz	71/min.
Mittlerer Fluss	0.66 ml/s
Maximaler Fluss	2.77 ml/s
Minimaler Fluss	0.00 ml/s
Maximale Geschwindigkeit	77.70 cm/s

B. Proband: B.B. 22 J. ♂

Anzahl gemittelte Zyklen	15
Herzfrequenz	78/min.
Mittlerer Fluss	0.63 ml/s
Maximaler Fluss	2.50 ml/s
Minimaler Fluss	0.00 ml/s
Maximale Geschwindigkeit	48.84 cm/s

C. Proband: M.S. 21 J. ♂

Anzahl gemittelte Zyklen	19
Herzfrequenz	93/min.
Mittlerer Fluss	1.64 ml/s
Maximaler Fluss	5.73 ml/s
Minimaler Fluss	- 0.46 ml/s
Maximale Geschwindigkeit	74.74 cm/s

(die Zeitskalen stimmen nicht überein)

Abb. 4.4

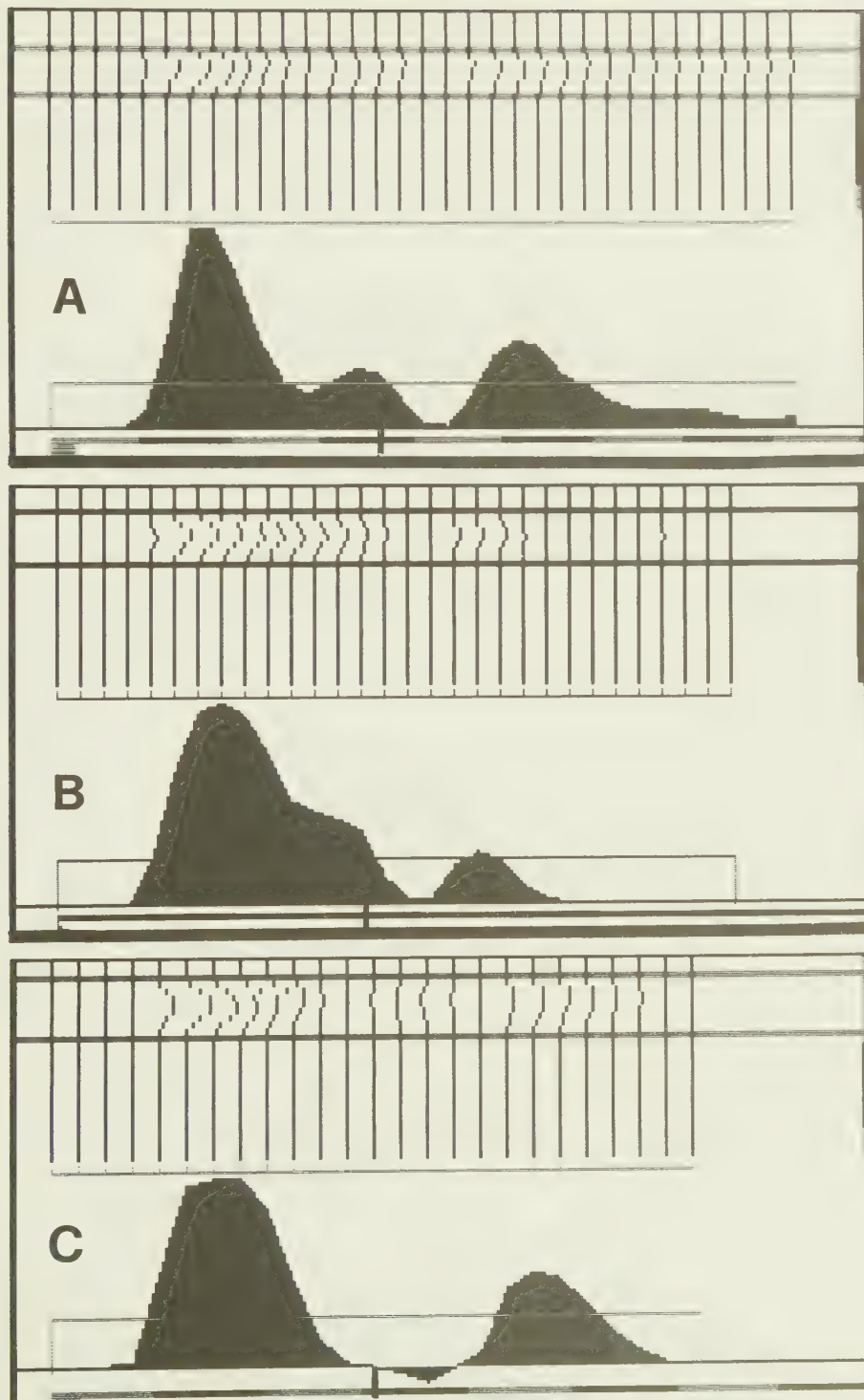


Abb. 4.5

A. carotis interna: Einstrahlwinkel 60°
(Ende T-Welle markiert)

A. Proband: R.F. 25 J. ♂

Anzahl gemittelte Zyklen	9
Herzfrequenz	52/min.
Mittlerer Fluss	3.61 ml/s
Maximaler Fluss	8.14 ml/s
Minimaler Fluss	1.47 ml/s
Maximale Geschwindigkeit	59.94 cm/s

B. Proband: C.B. 24 J. ♂

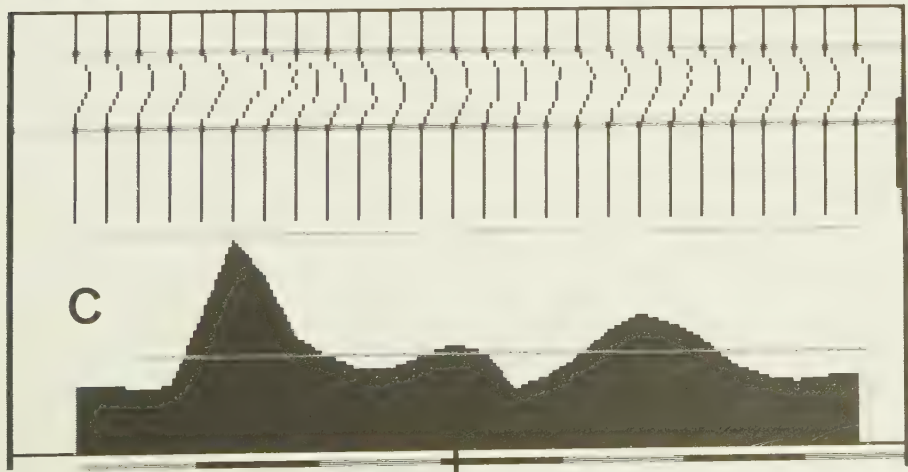
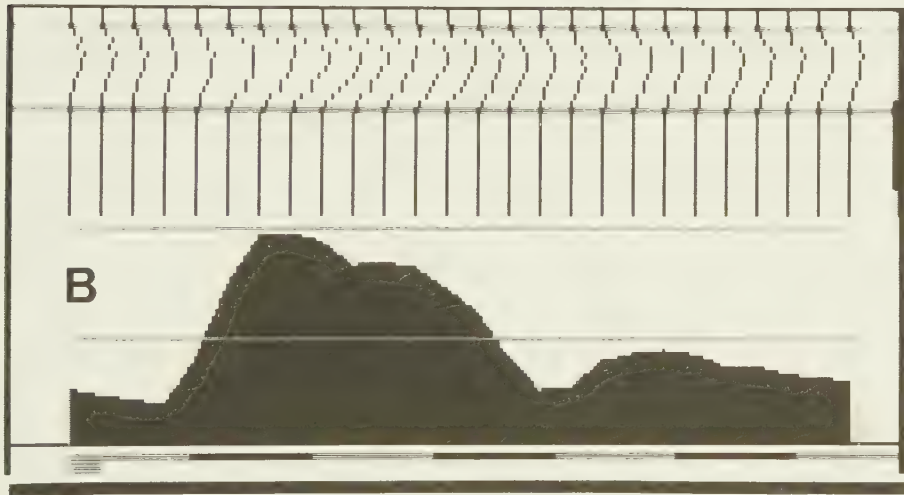
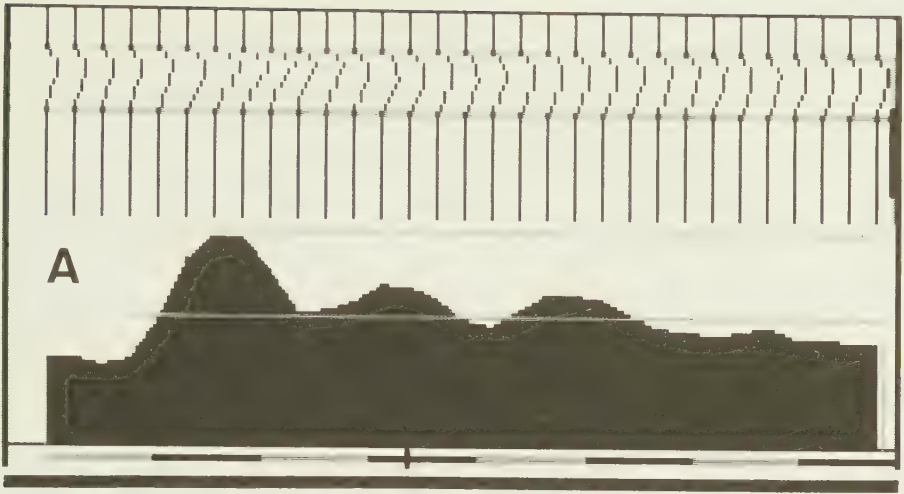
Anzahl gemittelte Zyklen	18
Herzfrequenz	90/min.
Mittlerer Fluss	3.51 ml/s
Maximaler Fluss	6.57 ml/s
Minimaler Fluss	1.30 ml/s
Maximale Geschwindigkeit	62.16 cm/s

C. Proband: B.B. 22 J. ♂

Anzahl gemittelte Zyklen	13
Herzfrequenz	89/min.
Mittlerer Fluss	3.03 ml/s
Maximaler Fluss	6.47 ml/s
Minimaler Fluss	1.89 ml/s

(die Zeitskalen stimmen nicht überein)

Abb. 4.5



4.4 Quantitative Flussmessungen bei konstanter Positionierung des Transducers

4.4.1 Bilanzmessungen

Vorgehen:

Mit der computergesteuerten Positionierungseinheit wurde der Transducer nacheinander über der A. carotis interna, externa und communis auf einen Einstrahlwinkel von 60° eingestellt und während 10 - 15 Minuten in derselben Position belassen. In dieser Zeit wurden 6 - 12 Einzelmessungen durchgeführt (meist eine Messung pro Minute). Aus den n Einzelmessungen wurde für jede Arterie ein Mittelwert gebildet (gemittelter Fluss, $\dot{Q}_m$). Die Summe der gemittelten Flüsse der A. carotis interna + externa wurde dem gemittelten Fluss der A. carotis communis gegenübergestellt (Tabelle und Abb. 4.6).

Nach diesem Muster wurden in einer Serie von 18 Sitzungen 13 freiwillige, gesunde Probanden untersucht (Probandenverzeichnis Abschnitt 4.7).

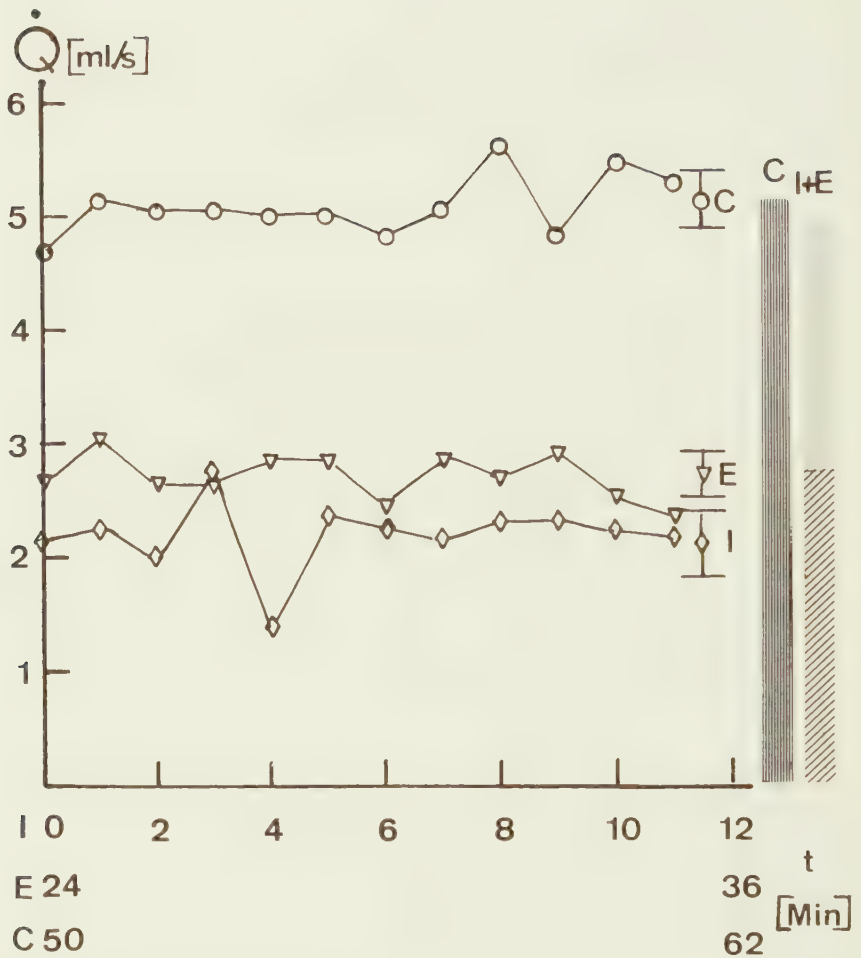


Tabelle und Abb. 4.6

Konstante Positionierung des Transducers

Ueber der A. carotis interna (I), externa (E) und communis (C) während je 11 Minuten (entspricht Mess-Nr. 6, Tab. 4.7)

	Zeit (min)	$\dot{Q}_m$ (ml/s)	s (ml/s) s%	Abkürzung
A. carotis int.	0 - 11	2.19	0.32 15	I
A. carotis ext.	24 - 36	2.70	0.21 8	E
A. carotis comm.	50 - 62	5.07	0.26 5	C
Summe C.int.+ext.		4.89		I+E
Differenz		0.18		C-(I+E)

In den Zeitintervallen 12-23 min. und 37-49 min. musste jeweils das nächste Gefäß mit der Positionierungseinheit erfasst werden. (s = Standardabweichung, im Beispiel war n jeweils 12)

Nr.	Proband	A. carotis communis n	Q_m (ml/s)	A. carotis interna n	Q_m (ml/s)	A. carotis externa n	Q_m (ml/s)
1	C.B. links	10	5.45	0.67	2.33	6	2.26
2	C.B. rechts	10	4.28	0.28	3.45	10	1.13
3	E.B. links	10	3.29	0.56	2.80	8	0.85
4	R.B. links	10	4.62	0.35	2.49	10	1.62
5	R.F. links	9	5.19	0.31	3.29	7	2.57
6	B.J. links	12	5.07	0.26	2.19	12	2.70
7	B.J. links	10	2.78	0.24	1.64	10	1.32
8	B.J. rechts	8	3.00	0.34	1.62	10	0.88
9	M.M. links	10	3.05	0.46	2.77	10	0.50
10	M.M. links	10	4.58	0.65	3.64	10	1.38
11	W.M. links	10	4.35	0.25	3.54	12	0.49
12	F.M. links	10	4.57	0.30	2.70	10	2.62
13	R.L. links	9	2.90	0.45	3.15	8	1.29
14	U.R. links	10	6.66	0.33	4.61	9	1.75
15	U.R. rechts	9	4.59	0.10	1.75	10	1.02
16	M.S. links	10	5.73	0.32	3.75	9	1.74
17	M.S. rechts	9	7.03	1.32	3.17	10	1.64
18	G.S. links	10	4.23	0.52	3.55	10	0.47
Mittelwert ($\dot{Q}_m$, s) ohne 13, 15, 17		15	4.46	1.10	2.96	15	1.49
					0.83		0.78

Tab. 4.8 Bilanzmessungen als Qualitätskontrolle

Vergleich der Flusswerte vor und nach
der Carotisbifurkation

	a	b	c	d
Nr.	$\dot{Q}_m$ communis	Summe $\dot{Q}_m$ int.+ext.	a - b	$\frac{(a - b) \cdot 100}{(a + b) / 2}$
1	5.45	4.59	+ 0.86	17
2	4.28	3.58	+ 0.30	8
3	3.29	3.65	- 0.36	10
4	4.62	4.11	+ 0.51	12
5	5.19	5.86	- 0.67	12
6	5.07	4.89	+ 0.18	4
7	2.78	2.96	- 0.18	6
8	3.00	2.50	+ 0.50	18
9	3.05	3.27	- 0.22	7
10	4.58	5.02	- 0.44	9
11	4.35	4.03	+ 0.32	8
12	4.57	5.32	- 0.75	15
13	2.90	4.44	- 1.54	42
14	6.66	6.36	+ 0.30	5
15	4.59	2.77	+ 1.82	49
16	5.73	5.49	+ 0.24	4
17	7.03	4.81	+ 2.22	38
18	4.23	4.02	+ 0.21	5

Die Werte entstammen der Tabelle 4.7

- a. Mittlerer Fluss A. carotis communis (ml/s)
- b. Summe der gemittelten Flüsse A. carotis interna + externa (ml/s)
- c. Differenz a-b (ml/s)
- d. Differenz in % von $\frac{a+b}{2}$

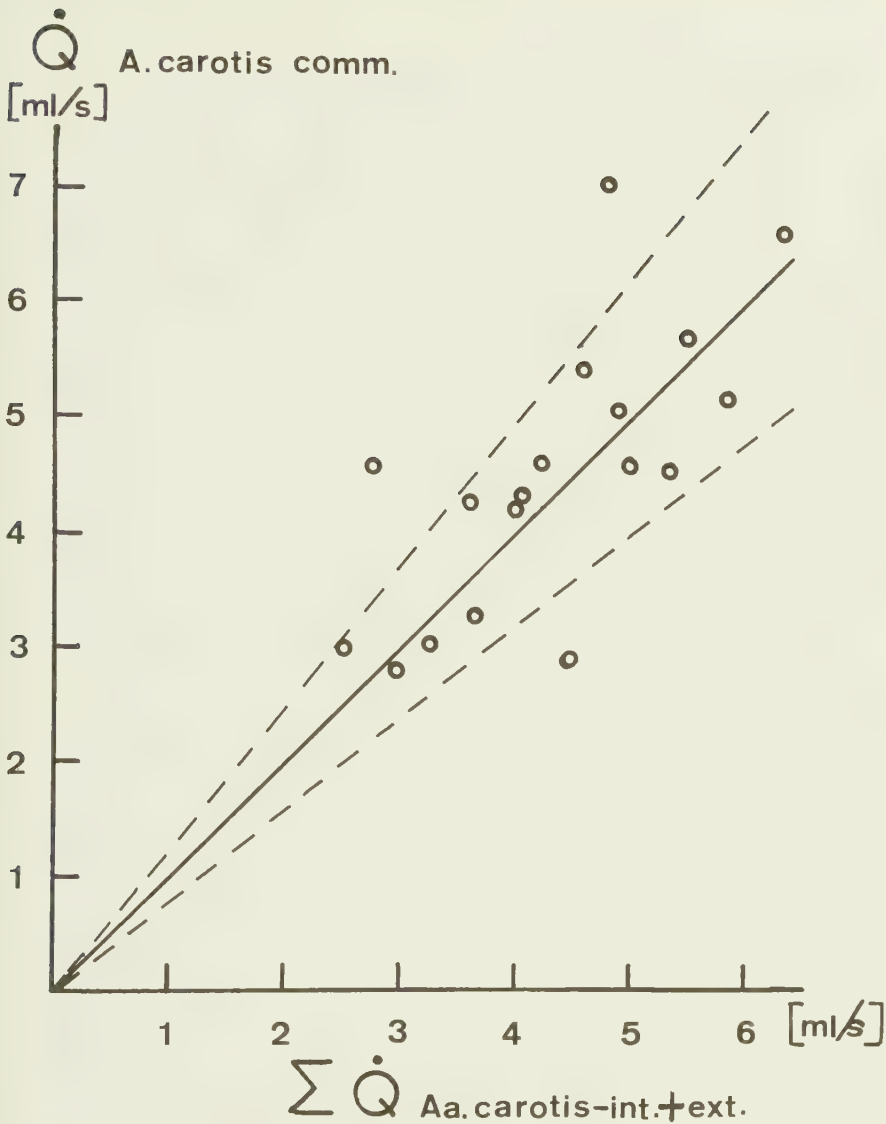


Abb. 4.8 Bilanzmessungen als Qualitätskontrolle

Graphische Darstellung der Tabelle 4.8. Die Summe der gemittelten Flüsse der A. carotis interna + externa wurden aufgetragen gegen den entsprechenden Wert der A. carotis communis.

Durchgezogene Gerade: $\dot{Q}_m \text{ comm.} = \dot{Q}_m \text{ int.} + \dot{Q}_m \text{ ext.}$

Gestrichelte Gerade: $\pm 20\%$ Abweichung

4.4.2 Die zeitlichen Schwankungen des Flusses

In Abb. 4.9 ist der Fluss als Funktion der Zeit für je eine Anzahl Messungen der A. carotis externa, A. carotis interna und A. carotis communis dargestellt. Der Transducer war fest unter einem Einstrahlwinkel von 60° eingestellt. Die Messungen stammen nicht von der gleichen Versuchsperson.

1. A. carotis externa

Proband: M.M., 22 J. ♂

Beobachteter Zeitintervall		15 min.
Anzahl Messungen	n	16
Gemittelter Fluss	$\dot{Q}_m$	0.70 ml/s
Standardabweichung	s	0.24 ml/s
in %		34 %

Bei S mächte der Proband zwischen 2 Messungen mehrere Schluckbewegungen.

2. A. carotis interna

Proband: M.M., 22 J. ♂

Beobachtetes Zeitintervall		15 min.
Anzahl Messungen	n	16
Gemittelter Fluss	$\dot{Q}_m$	2.70 ml/s
Standardabweichung	s	0.19 ml/s
in %		7 %

3. A. carotis communis

Proband: W.M., 25 J. ♂

Beobachtetes Zeitintervall		14 min.
Anzahl Messungen	n	10
Gemittelter Fluss	$\dot{Q}_m$	4.35 ml/s
Standardabweichung	s	0.25 ml/s
in %		6 %

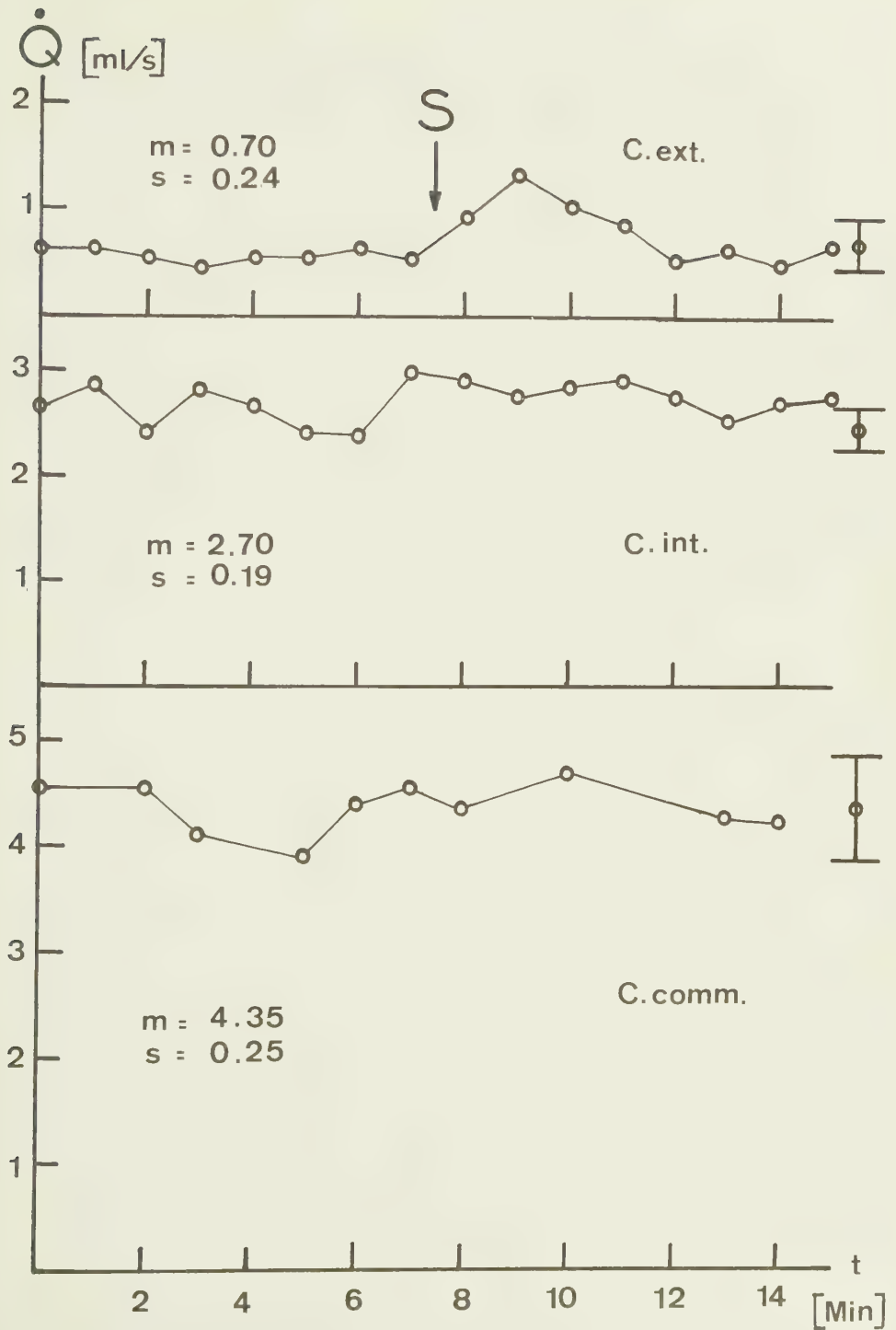


Abb. 4.9

Tabelle 4.7 gibt ebenfalls Hinweise darauf, mit welchen Schwankungen der registrierten Flusswerte man zu rechnen hat bei wiederholter Messung über eine gewisse Zeitspanne. Die pro Versuch durchgeführte Anzahl Einzelmessungen (n) entspricht etwa dem beobachteten Zeitintervall in Minuten, da pro Messung mindestens 1 Minute benötigt wurde. Die Zeitintervalle liegen zwischen 6 - 15 Minuten. (Vergleiche auch Abb. 4.6).

In Tabelle 4.9 wurden die Mittelwerte ($\bar{\dot{Q}}_m$) der gemittelten Flüsse ($\dot{Q}_m$) sowie die Mittelwerte ($\bar{s}$) der Standardabweichungen (s) aus Tab. 4.7 zusammengestellt. Die Resultate der Messungen Nr. 13, 15, 17 (Ausreisser) wurden nicht einbezogen, da die Bilanz nach Tabelle 4.8 mehr als 20 % Abweichung zeigt. Es blieben für die Mittelung somit noch die Resultate von 15 Versuchen.

Tab. 4.9

	$\bar{\dot{Q}}_m$ (ml/s)	$\bar{s}$ (ml/s)	%
A. carotis ext.	1.46	0.28	19
A. carotis int.	2.96	0.42	13
A. carotis comm.	4.46	0.40	9

4.4.3 Maximaler ($\dot{Q}_{\max}$) und Minimaler ($\dot{Q}_{\min}$) Fluss

Maximale Geschwindigkeit ($V_{\max}$) (Tab. 4.10)

Die Werte stammen aus 5 Versuchen in Tab. 4.7

Nr.	Arterie	n	$\dot{Q}_{\max}$ ml/s	s ml/s	s %	$\dot{Q}_{\min}$ ml/s	s ml/s	s %	$V_{\max}$ cm/s	s cm/s	s %
2	C.comm.	10	15.3	0.6	4	0.2	0.1	37	65.3	2.5	4
	C.int.	10	6.6	0.6	8	1.3	0.2	15	59.4	5.7	10
	C.ext.	10	3.9	1.1	27	0.0			72.1	6.4	9
5	C.comm.	8	9.7	0.9	9	0.6	0.3	50	72.4	5.6	8
	C.int.	10	1.7	0.2	13	0.2	0.1	36	46.0	15.3	33
	C.ext.	10	5.1	1.0	19	0.3	0.2	55	81.1	3.5	4
7	C.comm.	10	13.9	1.4	10	1.1	0.4	37	94.1	4.6	5
	C.int.	10	6.2	0.7	11	2.1	0.4	18	62.4	4.0	6
	C.ext.	10	5.3	0.9	17	0.1			75.0	3.1	4
9	C.comm.	10	12.1	0.7	6	0.8	0.2	22	53.5	3.0	6
	C.int.	10	6.0	0.7	11	0.6	0.2	36	38.5	2.5	6
	C.ext.	10	7.7	0.7	9	0.2	0.1	60	63.4	3.3	5
15	C.comm.	10	13.9	1.4	10	0.8	0.7	78	81.0	3.7	6
	C.int.	10	7.9	1.0	13	1.9	0.6	30	74.7	9.6	13
	C.ext.	10	2.0	0.5	27	0.0			64.4	10.9	17
Mittelwert	C.comm.	5	13.2			0.7			73.3		
	C.int.	5	5.7			1.22			56.2		
	C.ext.	5	4.8			0.1			71.2		

4.5 Scanning

Bei den Messungen in Abschnitt 4.4 wurde die Positionierungseinheit des Transducers hauptsächlich zur Bestimmung des Einstrahlwinkels verwendet. Der Transducer blieb während einer Messreihe in fixer Position. Im folgenden werden Beispiele von Messungen gezeigt, bei denen von zusätzlichen Möglichkeiten der computergesteuerten Positionierungseinheit Gebrauch gemacht wurde. Bei diesen Messreihen wurde der Fluss als Funktion der Transducerposition aufgezeichnet (vgl. auch Abschnitt 2.2.4).

4.5.1 Achsenscans und Compounddopplerscans der A. carotis communis

Die Messreihen der Abb. 4.10 - 4.12 wurden in einer Sitzung von ca. 2 Stunden Dauer registriert (Probandin M.S. 29 J. ♀). Zur Erfassung des räumlichen Verlaufs der A. carotis communis sin. wurden 3 Stützpunkte gespeichert. Dann wurde der Achsenscan und schliesslich der Compounddopplerscan durchgeführt (Abb. 4.10, 4.11). Um den Einfluss der zeitlichen Schwankungen des Flusses zu verringern liess man den Transducer beide Bewegungssequenzen je 5 mal durchlaufen. Nach Ablauf eines Scandurchgangs wurde jeweils wieder an der Anfangsposition begonnen, so dass in jeder Position 5 Messungen gespeichert werden konnten.

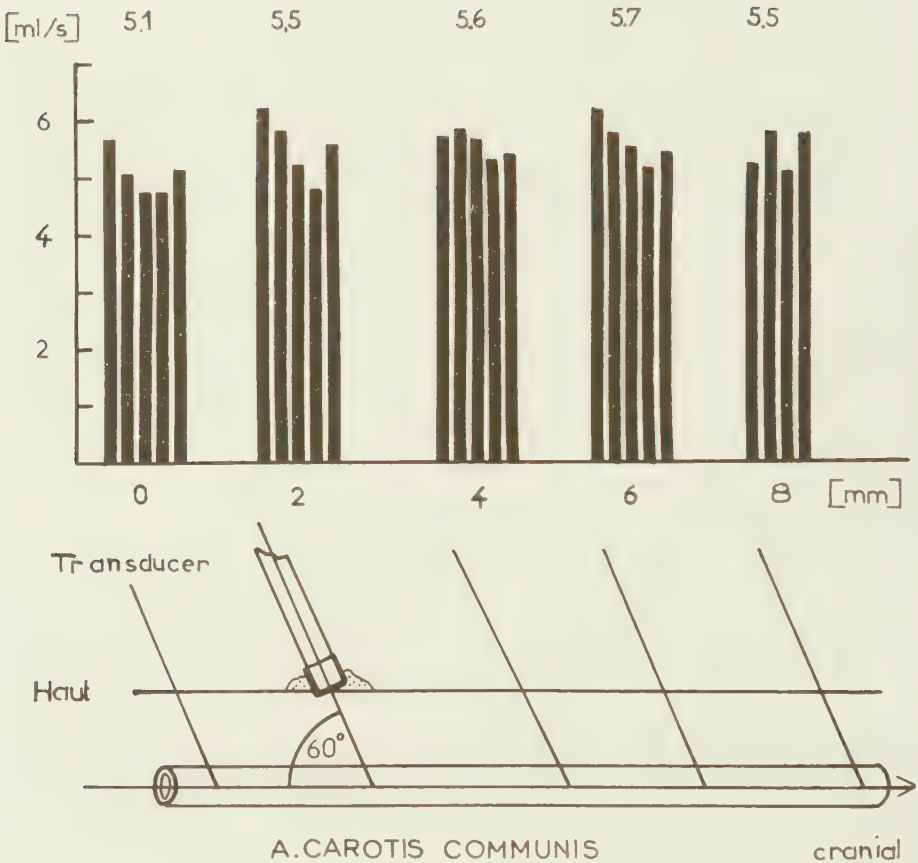


Abb. 4.10 Achsenscan über der A. carotis communis

Beginnend ca. 40 mm proximal der Bifurkation wurde der Verlauf der A. carotis communis über 8 mm nach cranial verfolgt. In Abständen von 2 mm wurde Halt gemacht und der Fluss gemessen. In 5 Durchgängen kehrte der Transducer in jede Position mehrmals zurück, so dass in regelmässigen Zeitabständen von ca. 8 min. der Fluss registriert werden konnte. Der zeitliche Verlauf des Flusses ist für jede Position als Säulengruppe dargestellt und darüber ein Mittelwert angegeben. Der Einstrahlwinkel betrug 60°, die Lateralrotation 5° (vgl. Abb. 4.11). Die durch das Transducersymbol markierte Position ist Ausgangspunkt für den Compounddopplerscan (Abb. 4.11).

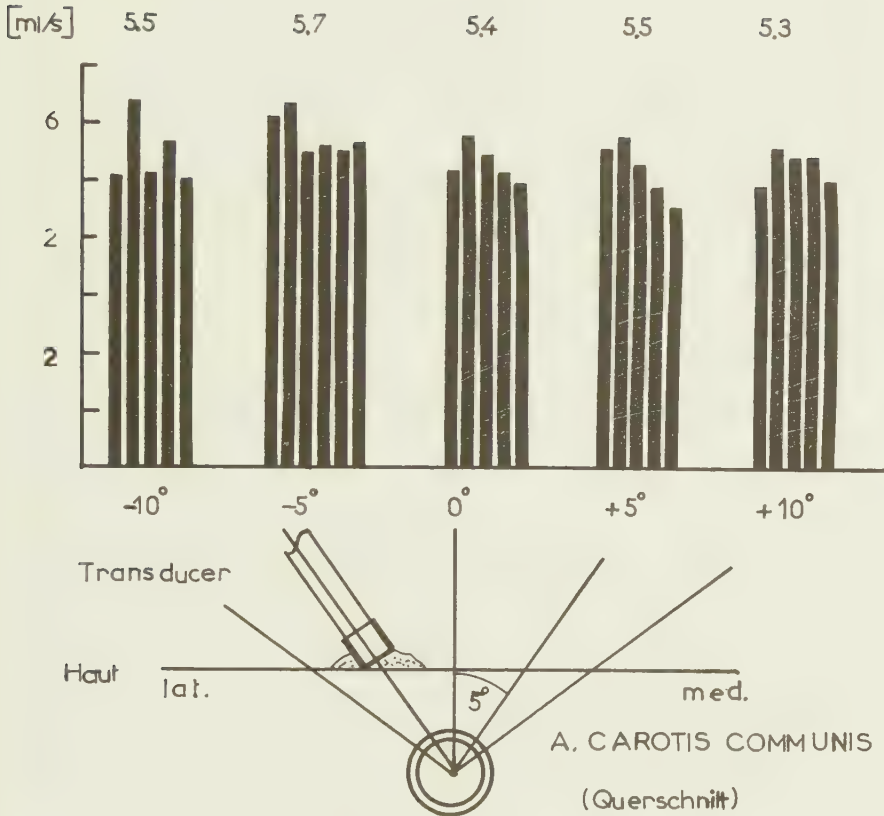


Abb. 4.11 Compounddopplerscan über der A. carotis communis

Die Ausgangsposition für den Compounddopplerscan ist durch das Transducersymbol markiert. Man erkennt, dass der Transducer um 5° nach lateral rotiert war. Die Position ist identisch mit Position 2 mm des Achsenscan Abb. 4.10. Nun wurde der Transducer um Winkelschritte (Incremente) von jeweils 5° rotiert. Es wurde ein Sektor von lateral -10° bis medial +10° umspannt. Der Einstrahlwinkel blieb unverändert auf 60°. Auch hier wurden für jede Position in 5 Durchgängen mehrere Flusswerte ermittelt. Die 1. Säule einer Position stellt jeweils den Flusswert des 1. Durchgangs dar usw. Die Mittelwerte sind oben angegeben.

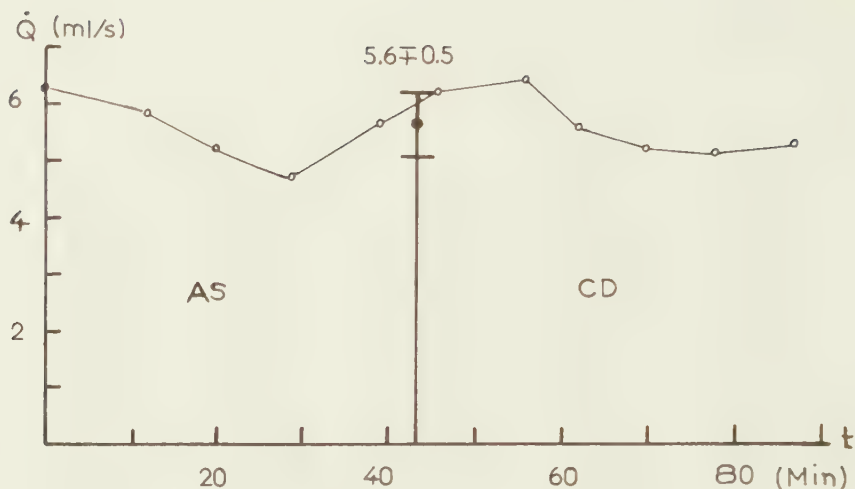


Abb. 4.12 Zeitlicher Verlauf des Flusses am Punkt 2mm/-5° während des Achsenscans und Compounddopplerscans (vgl. Abb. 4.10, 4.11)

Aus den 2 vorhergehenden Abbildungen geht hervor, dass der Transducer die gemeinsame Position beider Scans (2mm/-5°) mehrmals durchlief. Insgesamt wurden 11 Messungen gespeichert. Der Fluss ist als Funktion der Zeit dargestellt. Die ersten 5 Messungen (im Bereich AS) gehören zum Achsenscan, die Messungen 6 - 11 (CD) zum Compounddopplerscan. Mittelwert und Standardabweichung sind angegeben.

In einer weiteren Sitzung wurde bei einem Compounddopplerscan der Einstrahlwinkel variiert. Der Transducer wurde ca. 30 mm proximal der Carotisbifurkation positioniert (Proband U.R., 22 J. ♂). Bei einem Einstrahlwinkel von +60° (Transducer nach cranial gerichtet) und -60° (Tr. nach caudal gerichtet) wurde je ein Compounddopplerscan über 30° durchgeführt (6 Incremente à 5°).

Anschliessend wurde der Transducer während je 5 Messungen unter +55° und -55° Einstrahlwinkel in der gleichen Position belassen. In Abb. 4.13 sind die gemessenen Flusswerte als Funktion der Rotation und der Zeit für die verschiedenen Einstrahlwinkel dargestellt ($\bar{Q}$ = Mittelwerte).

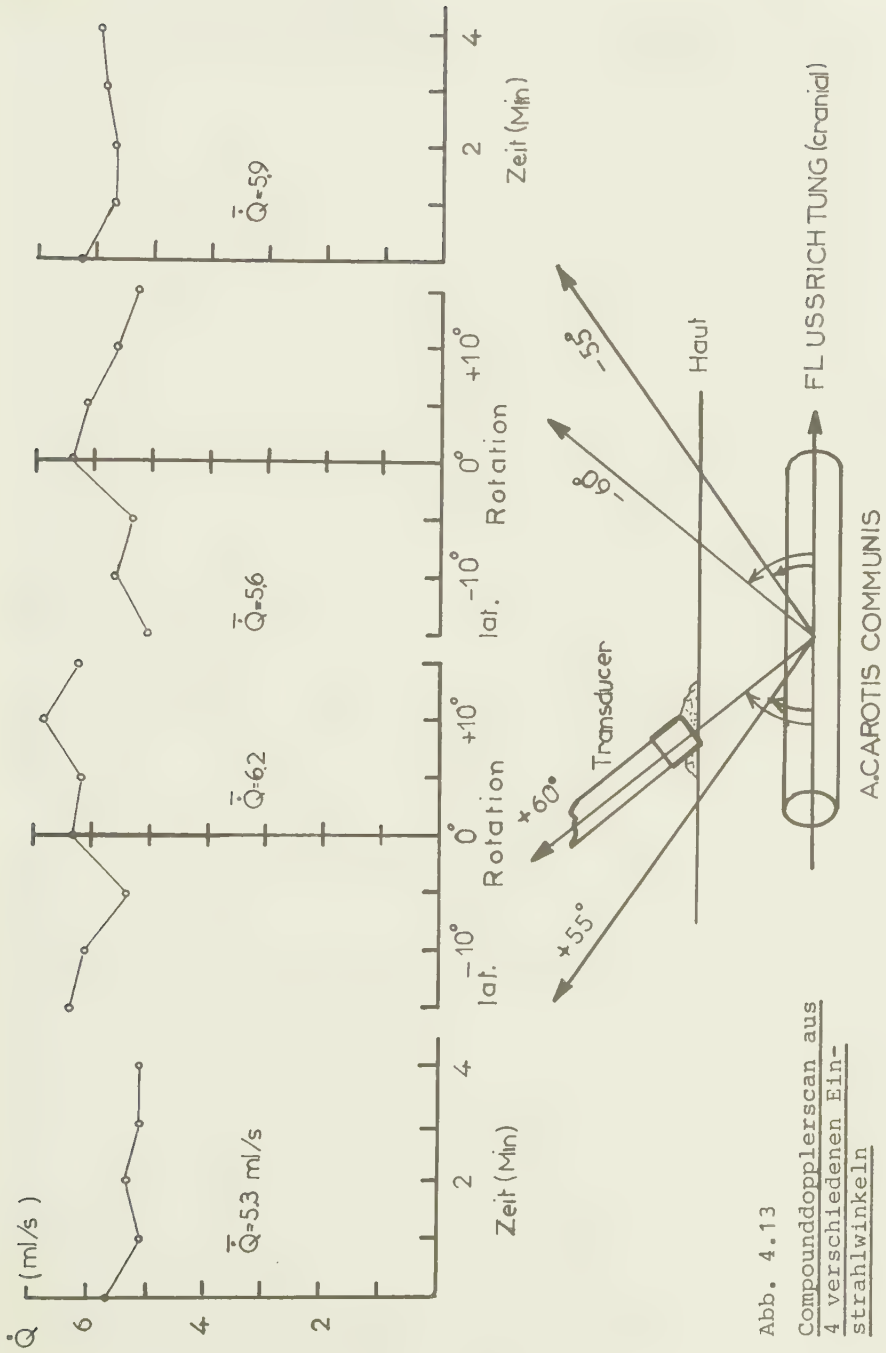


Abb. 4.13

Compounddopplerscan aus
4 verschiedenen Ein-
strahlwinkeln

4.5.2 Achsenscans im Bereiche der Carotisbifurkation und über der A. carotis externa und interna

Abb. 4.14

A. carotis communis sin. Proband: S.W., 29 J. ♂

Der Gefässverlauf wurde über 40 mm verfolgt. Dabei wurde die Bifurkation Richtung A. carotis interna überschritten. Im Bereich "B" wurde die Schrittlänge von 5 mm auf 2.5 mm reduziert. Bei nachträglicher Kontrolle mittels Steuerknüppeln wurde medial von Punkt 0 mm das Signal der A. carotis externa empfangen. Die eingetragenen Flusswerte sind Resultate von 1 - 2 Messungen pro Position.

A. carotis externa sin. Proband: B.I., 22 J. ♂

Der Achsenscan beginnt ca. 17 mm und endet ca. 5 mm distal der Carotisbifurkation. Bei "B" (Bifurkation) fiel eine stufenartige Zunahme der gemessenen Flusswerte auf. (1 Messung pro Position).

A. carotis interna sin. Proband: R.B., 25 J ♂

Gleichmässige Schwankungen der gemessenen Flusswerte ohne Stufen im Verlauf der A. carotis interna. (Pro Position ist der Mittelwert von 2 Messungen eingetragen).

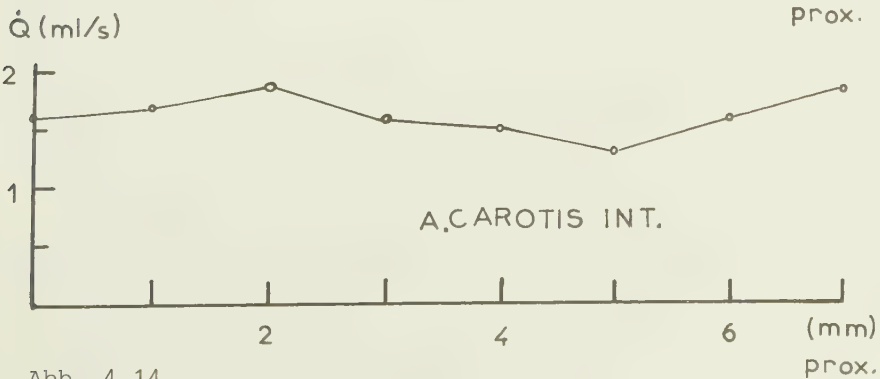
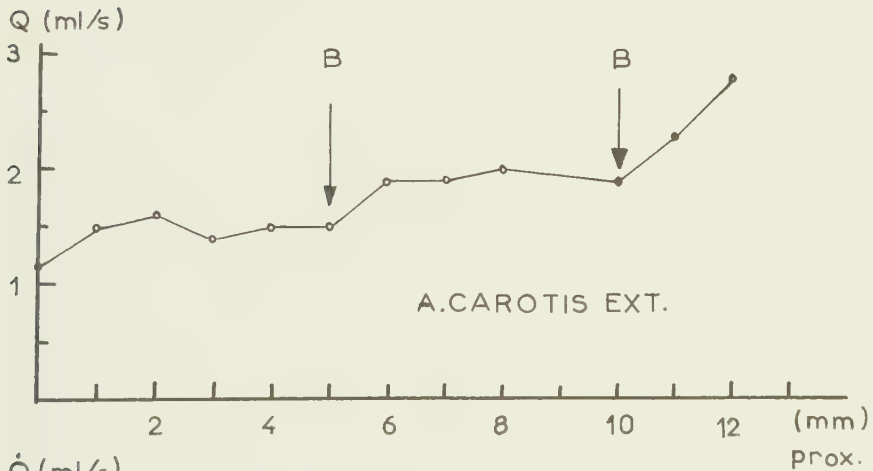
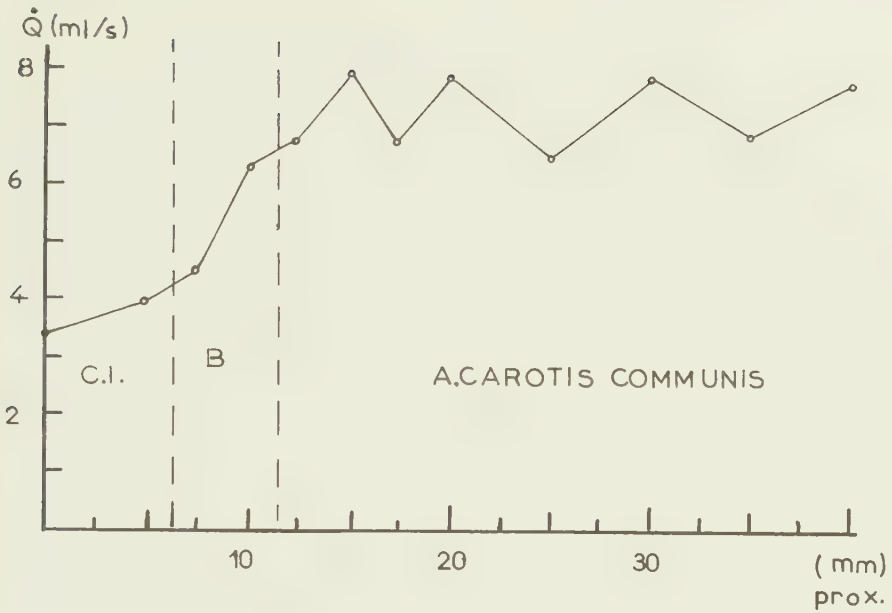


Abb. 4.14

Achsenscans im Bereiche der Carotisbifurkation

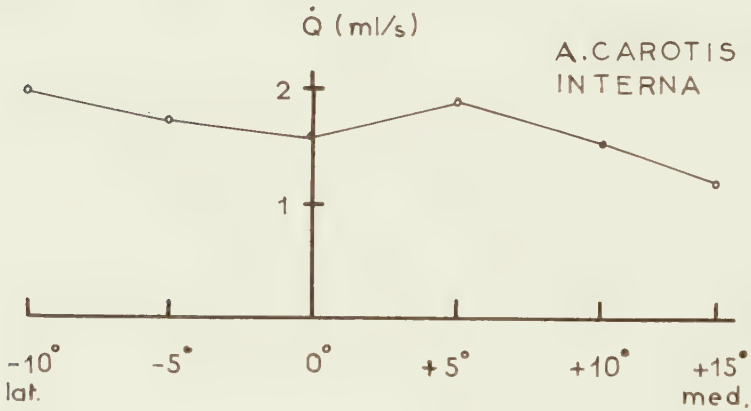
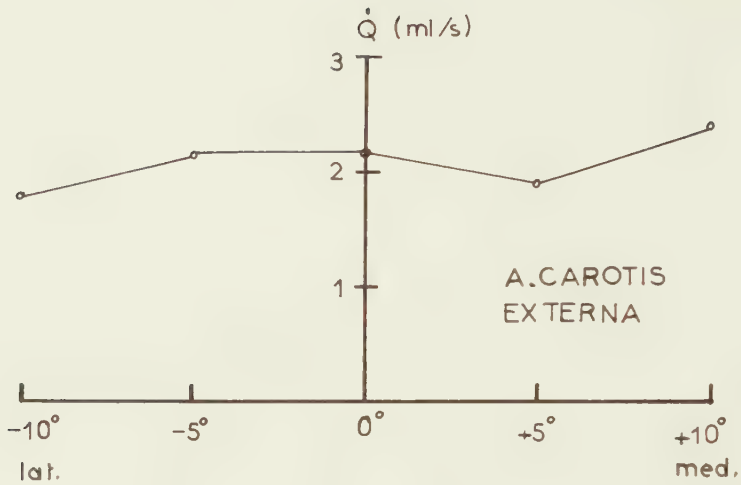


Abb. 4.15

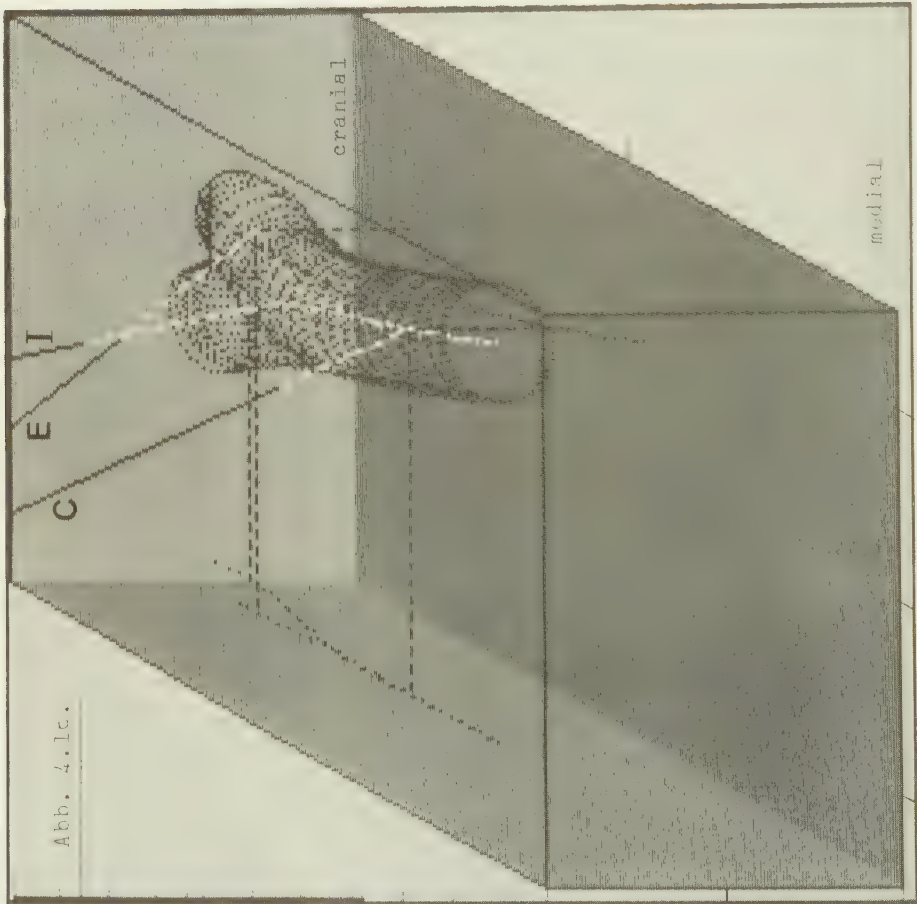
4.5.3 Compounddopplerscans über der A. carotis interna und externa

Die beiden Scans in Abb. 4.15 wurden in der gleichen Sitzung aufgenommen (Proband B.I., 22. J. ♂). Das Rotationszentrum liegt in beiden Beispielen ca. 12 mm distal der Carotisbifurkation.

4.6 Doppler-Angiogramme

Will man von den untersuchten Gefäßen einen räumlichen Eindruck gewinnen und die gegenseitige Lage verschiedener Gefäße darstellen, sucht man entlang des ganzen interessierenden Bereiches Stützpunkte der Gefäßachse auf. Nach Bestimmung des Durchmessers kann die Strömungssäule räumlich dargestellt werden. Der Transducer kann in beliebige Stellungen gelenkt werden, die am Bildschirm verfolgt werden können.

In Abbildungen 4.16 und 4.17 sind Beispiele von Doppler-Angiogrammen der Carotisbifurkation gezeigt. Es sind Hardcopies ab Bildspeicher der Positionierungseinheit. Da die Daten auf Floppy-Disc gespeichert wurden, können die Bilder jederzeit wieder auf einem Bildschirm dargestellt werden.

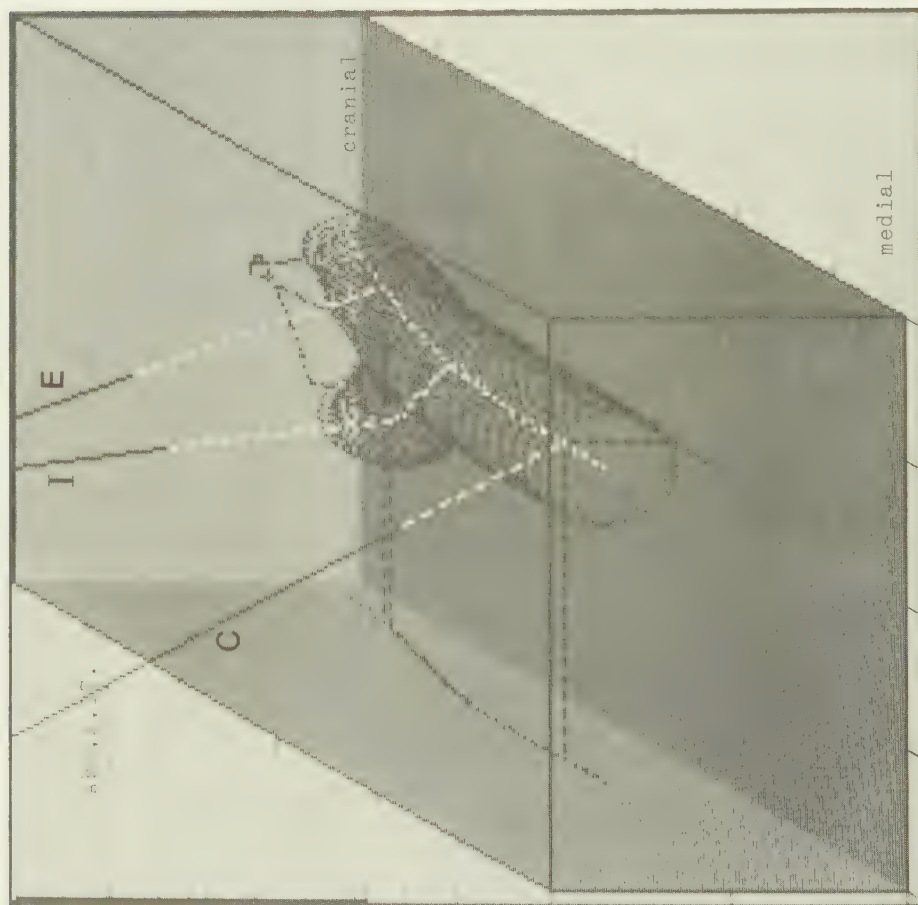


Proband: B.B., 22 J. ♂, rechte Seite

Man blickt von caudal Richtung cranial auf die Strömungssäule, in deren Zentrum die Gefäßachse verläuft (weiss gestrichelt). Die unten aufgeführten Flusswerte stammen von Messungen aus den 3 eingezeichneten Transducerpositionen (I, E, C). Die A. carotis externa (E) entspringt medial und oberflächlich aus der A. carotis communis (C), während die A. carotis interna (I) in die Tiefe zieht. Die zugehörigen Flusspulse sind für jede Arterie abgebildet. Die Projektion auf Seiten- und Grundriss erleichtert das Verfolgen der Gefäßachse. Die Punkte haben einen Abstand von 1 mm.

	A. carotis comm. (C)	A. carotis int. (I)	A. carotis ext. (E)
Registrierte Länge ab Bifurkation (mm)	20	14	8
Dargestellte Position (mm ab Bifurkation)	11	11	6
Fluss (ml/s) je 1 Messung	3.43	2.64	0.68
Anzahl Stützpunkte *		5	5

*) 2 der 5 Stützpunkte liegen cranial der Bifurkation, in der A. carotis int. bzw. ext., der Bifurkationspunkt und die 2 übrigen gemeinsamen Stützpunkte der A. carotis comm. wurden in beiden Stützpunktsets gespeichert. Vgl. Abschnitt 3.2.3.



E

A. carotis externa

I

A. carotis interna

C

A. carotis communis

Abb. 4.17 Doppler-Angiogramm einer Carotisbifurkation

Proband: F.M., 67 J, ♂, rechte Seite

Gleicher Blickwinkel wie Abb. 4.16. Wiederum sind die Transducerstellungen der untenstehenden Messungen dargestellt. Der Eindruck eines grossen Gabelungswinkels entsteht z.T. durch das Verhältnis des Längen- und Breitenmassstabes der Quaderprojektion. An den Quaderkanten ist eine cm-Skala angebracht. Wie auch in Abb. 4.16 ist nur ein Teil des ganzen beschallbaren Raumes vergrössert dargestellt (50 x 40 x 20 mm), um die Bildschirmfläche auszunützen. Die Flusspulse der A carotis comm. (C), A. carotis intern (I) und externa (E) sind abgebildet.

	A. carotis comm. (C)	A. carotis int. (I)	A. carotis ext. (E)
Registrierte Länge ab Bifurkation (mm)	22	16	17
Dargestellte Position (mm ab Bifurkation)	15	14	13
Fluss (ml/s) $\dot{Q}_m$			
wert aus je 10 ^m Messungen	4.57	2.70	2.62
Anzahl Stützpunkte		5	5

4.7 Probandenverzeichnis

Initialen	Alter	Geschlecht	Grösse cm	Gewicht kg	Blutdruck (mm Hg)
B.B.	22	m	180	69	120/80
Ch.B.	24	m	186	73	125/80
E.B.	23	m	183	69	125/80
R.B.	25	m	182	75	
R.F.	25	m	180	78	120/80
B.I.	24	m	175	75	115/80
R.L.	25	m	181	65	120/65
M.M.	24	m	173	70	120/65
W.M.	25	m	178	64	110/75
F.M.	67	m	172	73	160/90
U.R.	22	m	181	74	115/80
M.S.	21	m	184	64	125/75
G.S.	23	m	182	70	120/85
M.S.	29	f	162	56	110/70
S.W.	29	m	186	63	130/75

5. DISKUSSION

5.1 Die Strömungsverhältnisse in der A. carotis interna, externa und communis (Abb. 4.3 - 4.5, Tab. 4.9 und 4.10)

A. carotis interna

- Geringer peripherer Widerstand
- Konstantes, grosses Kaliber
- Bifurkation erst oberhalb des Carotissyphons im C. Willisii

Dies sind Gegebenheiten, die für die ausgeglichenen Strömungsverhältnisse dieser Arterie von Bedeutung sind. Der Flusspuls zeigt relativ geringe Schwankungen der Amplitude. Das Verhältnis Maximal- zu Minimalfluss ($\dot{Q}_{\max} : \dot{Q}_{\min}$) liegt mit 4.7 weit unter dem entsprechenden Index der A. carotis comm. (49). In der Inzisur und vor dem systolischen Anstieg bleibt stets ein beträchtlicher Minimalfluss erhalten. Die Flussmaxima fallen somit für den Gesamtfluss weniger ins Gewicht. Die Maximalgeschwindigkeit (56.2 cm/s) erreicht nur ca. 80 % der Werte in der A. carotis comm. oder ext. Wegen des grossen Kalibers ist jedoch der Fluss in der A. carotis interna ca. doppelt so hoch wie in der A. carotis externa. Die zeitlichen Schwankungen des Flusses und die interindividuellen Unterschiede sind deutlich kleiner in der A. carotis interna als in der externa. Sie liegen in der Grössenordnung der A. carotis comm., die ja auch 2/3 ihres Flusses an die A. carotis interna abgibt. Zusammenfassend kann man feststellen, dass die ausgeglichenen Strömungsverhältnisse der A. carotis interna den konstanten Anforderung des Gehirnstoffwechsels entsprechen.

A. carotis externa

Anders sind die Verhältnisse bei dieser Arterie. Sie hat die ständig wechselnden Bedürfnisse der übrigen Kopf- und Halsorgane zu erfüllen. Die Adaptationsfähigkeit zeigt sich in grossen zeitlichen und interindividuellen Schwankungen des Flusses. In Abb. 4.9 erkennt man, dass der Fluss nach mehrmaligem Schlucken (S) während ca. 3 Minuten erhöht blieb. Die Betätigung der Kau-, Rachen- und Kehlkopfmuskulatur bewirkte offenbar eine vorübergehende Steigerung der Durchblutung. Die A. carotis externa dürfte in ihrem physiologischen Reaktionsmuster den Extremitätenarterien entsprechen.

- Ein stark variabler peripherer Widerstand,
- zahlreiche Bifurkationen
- und ein rasch abnehmendes Kaliber

drücken sich aus in Flusspulsen mit ausgeprägten Maxima und Minima. Am Ende der Diastole kommt die Blutsäule meist zum Stillstand. Durch Reflexionen der Pulswelle können dicrotische oder tricrotische Pulsformen entstehen. Die Maximalgeschwindigkeit (71.2 cm/s) erreicht ähnliche Werte wie in der A. carotis communis.

A. carotis communis

Auch hier beeinflussen die Abflussverhältnisse die Form der Flusspulse. Man findet einen Mischtyp zwischen A. carotis interna und externa. Der mittlere und der maximale Fluss sowie die maximale Geschwindigkeit sind erwartungsgemäss höher als in der A. carotis communis als in den beiden Aesten. In der Inzisur oder praesystolisch sinkt der Fluss vorübergehend auf niederere Werte als in der A. carotis interna, doch bleibt

der Minimalfluss unter normalen Verhältnissen stets positiv.

Die instantanen Geschwindigkeitsprofile sind in der A. carotis interna und externa meist parabolisch, in der A. carotis communis beobachtet man häufig, insbesondere nach dem systolischen Maximum eine Abflachung oder Eindellung der Profilspitze. Die Blutgeschwindigkeit im Zentrum des Gefäßes nimmt offenbar rascher ab als in periphereren Schichten. Dies konnte auch an theoretischen Modellen nachvollzogen werden (14). Asymmetrien der Profile können durch Gefäßkrümmungen erklärt werden, wie z.B. an der A. femoralis beobachtet wurde (7).

5.2 Die Beurteilung der Flusswerte

Eine gewisse Kontrolle der erhaltenen Flusswerte bieten die Bilanzmessungen (Tab. 4.7, Tab. und Abb. 4.8). Eichfehler werden damit allerdings nicht in allen Fällen erfasst. Die Größenordnung der erhaltenen Flusswerte für die A. carotis communis stimmt mit Resultaten früherer Untersuchungen (7, 8) überein. Richtwerte für die A. carotis interna und externa existieren unseres Wissens noch nicht.

Bei 15 von 18 Bilanzmessungen weicht der mittlere Fluss in der A. carotis communis ($\dot{Q}_m \text{ comm.}$) weniger als 18 % ab von der Summe der mittleren Flüsse in der A. carotis interna + externa ($\dot{Q}_m \text{ int.} + \text{ext.}$). Bei 11 der 18 Messreihen war $\dot{Q}_m \text{ int.} + \text{ext.}$ kleiner als $\dot{Q}_m \text{ comm.}$ Frühe Abgänge aus der A. carotis externa können bei zu distaler Messung zu geringe Flusswerte ergeben.

Weitere Fehlerquellen werden im folgenden diskutiert:

- die Bestimmung des Einstrahlwinkels
- die Messzeit und Bewegungsartefakte
- die Flussberechnung.

5.2.1 Die Bestimmung des Einstrahlwinkels

Beim Aufsuchen eines Gefässes mit der computergesteuerten Positionierungseinheit hat man sich zu entscheiden, in welchem Abstand die Stützpunkte gewählt werden sollen. Man muss dabei einen Kompromiss schliessen zwischen zwei gegensätzlichen Forderungen:

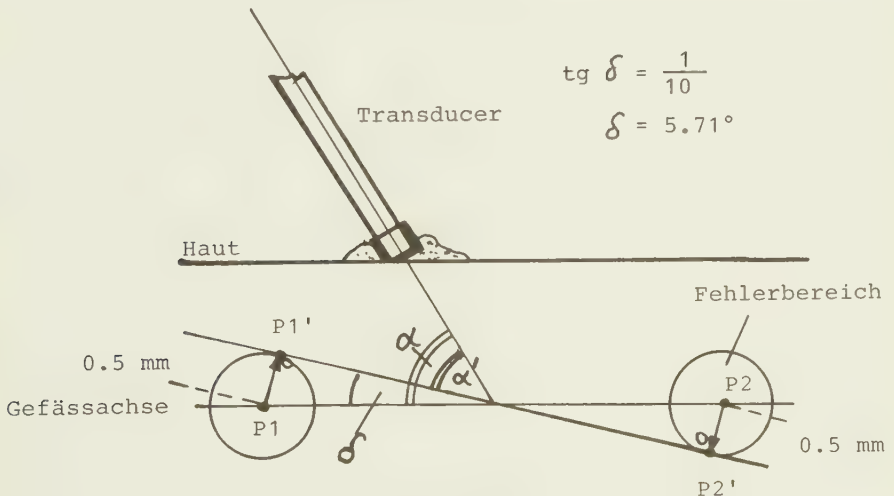
- Einerseits sollen die Stützpunkte möglichst nahe beieinander liegen, damit der Gefässverlauf exakt erfasst wird,
- andererseits sollen die Stützpunkte einen möglichst grossen Abstand haben, damit sich eine Abweichung von der idealen Position der Gefässzentren in einem möglichst kleinen Winkelfehler bei der Rekonstruktion der Gefässachse auswirkt.

Die freie Wahl der Stützpunkte wird noch dadurch eingeschränkt, dass man sich meist mit kleinen akustischen Fenstern begnügen muss: Zu nahe an der Bifurkation will man wegen instabilen Strömungsverhältnissen nicht messen. Geht man bei der A. carotis ext. zu weit nach distal, muss man damit rechnen, dass man bereits Verzweigungen der Seitenäste überschritten hat. Das Signal der A. carotis int. verliert sich distal in der Tiefe der Halsweichteile. Der Mandibularand begrenzt die Auslenkung des Transducers nach cranial. Bei Translationsbewegungen über zu grosse Strecken wird die Forderung nach einer ebenen Hautoberfläche nicht mehr erfüllt. Es resultiert ein Abheben des Transducers oder eine Zunahme des Auflagedrucks. So kann bei Messungen im Bereich des Wulstes des M. sternocleido-mastoideus die A. carotis comm. komprimiert oder verschoben werden. Wurde versucht, als Kopplungsmedium statt Aqua-Sonic ein Wasserbad zu installieren, konnte sich der Transducer zwar ungehindert bewegen, jedoch wurde kein genü-

gendes Dopplersignal mehr empfangen. (Reflexionen und Dämpfung im Wasserbehälter).

Für Messungen in der A. carotis int. und ext. bleibt somit meist eine registrierbare Strecke von 5 - 17 mm. Diese wird durch möglichst weites Auseinandersetzen der Stützpunkte voll ausgenützt. An einem Beispiel sei das Problem der Stützpunktdistanz noch verdeutlicht:

Es sei angenommen zwei Stützpunkte würden im Abstand von 10 mm gewählt. Beim Zentrierverfahren (vgl. Abschnitt 3.2.3) habe man bei Reduktion der Schrittlänge auf 0.5 mm bei jedem Stützpunkt einen Fehler von 0.5 mm inbezug auf die Tiefe des Gefäßszentrums gemacht. Im ungünstigsten Fall addieren sich die Fehler inbezug auf die Bestimmung des Einstrahlwinkels:



P1, P2 : wahre Position des Gefäßszentrums

P1', P2' : gespeicherte Punkte

δ : Winkelfehler

α : wahrer Einstrahlwinkel

α' : vermeintlicher Einstrahlwinkel

Bei einem Einstrahlwinkel von 60° bewirkt ein Fehler von 5.71° eine Abweichung des Flusses von 17 %. (Durchmesserbestimmung mit Echo). Bei anderen Einstrahlwinkeln liegen die Verhältnisse noch ungünstiger (5). Zur Vermeidung solcher Fehler bietet die computergesteuerte Positionierungseinheit ein hilfreiches Instrument: Der Einstrahlwinkel wird mittels Scans überprüft.

Ungeachtet dieser Probleme bedeutet die Messung mit der Positionierungseinheit einen grossen Fortschritt. In der A. carotis communis, wo die Stützpunkte in grösseren Abständen gewählt werden können (bis 20 mm) und wo unter positiven und negativen Einstrahlwinkeln Kontrollscans durchgeführt werden können, dürfte der Fehler bei der Bestimmung des Einstrahlwinkels nicht mehr als $2 - 3^\circ$ betragen. Demgegenüber wurde bei früheren Methoden ein Fehler von mindestens 5° angegeben (8). Die quantitative Flussmessung in der A. carotis interna und externa wurde erst durch die räumliche Erfassung des Gefässverlaufs ermöglicht. Da zur Bestimmung des Einstrahlwinkels der Transducer nicht unbedingt in die Senkrechte zur Gefässachse gebracht werden muss, kann auch an weniger gut zugänglichen Stellen gemessen werden. Die elektronische Steuerung des Transducers erlaubt eine rasche, präzise und reproduzierbare Positionierung, was mit einfachen mechanischen Vorrichtungen nicht möglich ist.

5.2.2 Die Messzeit und Bewegungsartefakte

Eine kurze Untersuchungszeit bietet nicht nur den Vorteil einer geringeren Belastung für den Probanden (Patienten). Auch im Interesse exakter Resultate muss möglichst rasch untersucht werden. Je länger der Proband auszuharren hat, desto eher bereitet es Mühe, die anfangs zwar noch komfortable Position beizubehalten. Jede noch so kleine Bewegung

bewirkt eine sofortige Veränderung des Dopplersignals, was am K.O. ohne weiteres beobachtet werden kann. Die Messung muss in diesen Fällen wiederholt werden, was die Untersuchung wiederum verzögert.

Andererseits kann eine gewisse minimale Messzeit, resp. Anzahl Messungen nicht unterschritten werden. Die zeitlichen Schwankungen des Flusses wurden in Abschnitt 4.4.2 dokumentiert. Ob die Flusswerte allerdings über mehrere Minuten langsam un-
dulieren, oder ob auch kurzfristige Schwankungen auftreten (innerhalb einer Minute) lässt sich mit der zur Verfügung stehenden Apparatur nicht nachweisen. Die maximale Messkapazität beträgt 13 Sekunden pro Minute. Sie wird begrenzt durch die zeitraubende Speicherung auf Floppy-Disc. Bei Bilanzkontrollen bei denen nicht alle Gefäße gleichzeitig gemessen werden, sollten pro Arterie mehrere Einzelmessungen durchgeführt werden (z.B. 5). Erst dann kann man damit rechnen, einen mittleren Flusswert zu erhalten. Bei Auswertung nur der ersten 5 Einzelmessungen jeder Arterie bei den Bilanzmessungen Tab. 4.7/4.8 hat sich gezeigt, dass die mittlere Differenz nicht wesentlich vergrößert wird gegenüber Auswertung aller Messungen (n ist i.A. = 10). Man könnte sich also mit 5 Messungen pro Arterie begnügen.

5.2.3 Die Flussberechnung

Das Prinzip der verwendeten Mittelungsmethode wurde in Abschnitt 4.2 erläutert. Der durch die Mittelung entstehende Fehler dürfte bei regelmässigem Herzrhythmus minimal bleiben. Bei einer Arrhythmie kann er jedoch beträchtlich ins Gewicht fallen. Alle Herzzyklen werden auf die Länge des kürzesten abgeschnitten. Zu Beginn des Zyklus ist der Fluss wesentlich höher als im abgeschnittenen Teil am Ende der Diastole. Man

erhält also einen zu hohen mittleren Fluss ($\dot{Q}$), einen zu hohen minimalen Fluss ($\dot{Q}_{\min}$) und eine zu hohe Herzfrequenz. (Vgl. Tab. 4.2), aber ein zu kleines transportiertes Blutvolumen pro Zyklus. $\dot{Q}_{\max}$ und $V_{\max}$ werden dadurch nicht beeinflusst. Auf die Annahme eines kreisrunden Gefässquerschnittes wurde hingewiesen. Insbesondere in der Nähe von Bifurkationen könnten durch diese Vereinfachung Fehler entstehen. Auch die korrekte Platzierung der Integrationsgrenzen für die Flussberechnung ist nicht in allen Fällen eindeutig.

5.3 Die räumliche Erfassung des Gefässes

Mit der räumlichen Erfassung des Gefässes durch die Positionierungseinheit erschliessen sich neue Möglichkeiten. Die Darstellung auf dem Bildschirm erlaubt eine Orientierung über den Ort, der gerade beschallt wird. Insbesondere in der Nähe von Bifurkationen erweist sich dies als nützlich. Die Strömung an einer bestimmten Stelle eines Gefässes kann z.B. mehrmals untersucht werden, wenn man die Distanz zur Bifurkation festhält. Die Ultraschallangiogramme Abb. 4.16, 4.17 wurden ausschliesslich aus Dopplerinformationen rekonstruiert. Es sind also Strömungssäulen oder Bilder der räumlichen Verteilung des Blutflusses. Wäre eine genauere Analyse der Gefässstrukturen erwünscht, müsste man ein anderes Verfahren zu Hilfe nehmen (z.B. Ultraschall-Echographie).

Mit Hilfe der programmierten Scans kann man reproduzierbare Bewegungsabläufe vollziehen. Von dieser Möglichkeit wurde Gebrauch gemacht im Versuch Abb. 4.10 - 4.12. Es wurde angestrebt, für jede Position den mittleren Fluss zu erhalten. Durch wiederholte Messungen in regelmässigen Zeitintervallen wurde versucht, den Einfluss zeitlicher Schwankungen des Flusses zu vermindern.

Bei den Scans Abb. 4.14 wurden jeweils nur 1 - 2 Durchgänge gemacht. Die Resultate sind deshalb mit Vorsicht zu interpretieren. Plötzliche Veränderungen des gemessenen Flusses im Verlaufe eines Achsenscans wie in Abb. 4.14. A. carotis communis und externa können auf verschiedene Weise gedeutet werden. Ungenaue Speicherung des Gefässzentrums kann in exzentrischer Beschallung des Gefässes oder in einem falschen Einstrahlwinkel resultieren. Zeigen sich jedoch im Verlauf der Flusswerte Stufen mit nachfolgenden Plateaus wie in Abb. 4.14, liegt die Vermutung nahe, dass man eine Bifurkation überschritten hat. Beim Achsenscan der A. carotis communis konnte dies nachträglich bestätigt werden, indem man medial des Punktes Omm das Signal der A. carotis externa empfing, also distal der Bifurkation war.

Compounddopplerscans der A. carotis interna und externa gelingen selten über mehr als 20 - 30° Rotation (Abb. 4.15). Die tiefere Lage der Gefässe unter der Hautoberfläche bewirkt pro Increment (Winkelschritt) eine grössere Auslenkung des Transducers als bei der A. carotis communis. Ueber diese Distanzen kann die Hautoberfläche bereits nicht mehr als eben betrachtet werden. Der Auflagedruck des Transducers verändert sich.

Aber auch bereits kleine Ungenauigkeiten bei der Stützpunktspeicherung bewirkt bei Compounddopplerscans in diesen kleinen Gefässen Veränderungen der Profilamplitude in den Extremstellungen, indem sich der Einstrahlwinkel im Verlaufe des Scans ändert. Dies macht man sich zu Nutze bei quantitativen Flussmessungen. Man führt vor einer Messerie jeweils einen "Kontrollscan" durch. Erhält man ein konstantes Dopplersignal über einen Bereich von 20 - 30° darf man annehmen, dass der Gefässverlauf genügend genau erfasst wurde.

Eine andere Kontrollmöglichkeit, die sich allerdings nur bei der A. carotis communis anbietet, besteht in der Beschallung des gleichen Ortes aus verschiedenen positiven und negativen Einstrahlwinkeln. In Abb. 4.13 wurden zusätzlich noch Com-pounddopplerscans durchgeführt. Vergleicht man Resultate von Flussmessungen aus positiven und negativen Einstrahlwinkeln, hat man sich zu vergegenwärtigen, dass Fehler bei der Bestimmung des Einstrahlwinkels sich bei diesem Manöver gegensätzlich auswirken, wenn einmal die Gefässachse in der Positionierungseinheit gespeichert ist. Das heisst, Messungen aus positiven Einstrahlwinkeln würden z.B. zu hohe, Messungen aus negativen Einstrahlwinkeln zu niedere Flusswerte ergeben. Im Beispiel Abb. 4.13 beträgt der Mittelwert aller 12 Messungen aus positiven Einstrahlwinkeln ($+60^\circ$, $+55^\circ$) 5.83 ml/s gegenüber einem Mittelwert von 5.73 ml/s der 12 Messungen aus negativen Einstrahlwinkeln (-60° , -55°), woraus auf eine exakte Bestimmung des Einstrahlwinkels geschlossen werden darf.

6. LITERATURVERZEICHNIS

- 1 Bertoli M.:
Dissertation ETH Zürich in Bearbeitung
- 2 Magistri S.:
Dissertation ETH Zürich in Bearbeitung
- 3 Hübscher W.:
Nichtinvasive Quantifizierung der Strömung in Blutgefässen mittels Ultraschall und digitaler Signalverarbeitung.
Dissertation ETH Nr. 6375, Zürich, 1979
- 4 Brandestini M.:
Signalverarbeitung in perkutanen Ultraschall-Doppler Blutflussmessgeräten.
Dissertation ETH Nr. 5711, Zürich, 1976
- 5 Doriot P.A.:
Blutflussmessung mit Hilfe eines mehrkanaligen Ultraschall-Doppler-Gerätes.
Dissertation ETH Nr. 5746, Zürich, 1976
- 6 Casty M.:
Percutane atraumatische Blutflussmessung in grossen hautnahen Gefässen mit einem vielkanaligen gepulsten Ultraschall-Doppler-Gerät.
Inaugural-Dissertation Universität Zürich, 1976
- 7 Casty M.:
Differenzierung zwischen normalen und pathologischen Strömungsverhältnissen im arteriellen Kreislauf mittels gepulstem Ultraschall.
Dissertation ETH Nr. 6626, Zürich, 1980
- 8 Keller H. et al.:
Noninvasive Measurement of Velocity Profiles and Blood Flow in the Common Carotid Artery by Pulsed Doppler Ultrasound. Stroke 7, No. 4, July-August 1976
- 9 Vieli A.:
Dissertation ETH Zürich in Bearbeitung
- 10 Ferru A.:
Dissertation ETH Zürich in Bearbeitung
- 11 Hirt Y., Vock H.R.:
Diplomarbeit ETH Zürich, 1981
- 12 Reutern, v. G.M. et al.:
Differenzierungsmöglichkeiten der extracraniellen Hirngefässe mit der Ultraschall-Doppler-Sonographie in
Kriessmann A. und Bollinger A.: Ultraschall-Doppler-Diagnostik in der Angiologie. Thieme, 1978

- 13 Keller H. et al.:
Cerebrovasculäre Doppler-Ultraschalluntersuchungen im
klinischen Alltag in Hinselmann M., Anliker M., Meudt R.:
Ultraschalldiagnostik in der Medizin. Thieme, 1980
- 14 McDonald D.A.:
Blood Flow in Arteries.
Verlag E. Arnold, London, 1974

VERDANKUNGEN

Bei Herrn Prof. Dr. Anliker möchte ich mich für die wohlwollende Betreuung und Leitung der Dissertation bedanken.

Meinen Kollegen von der Ultraschallgruppe danke ich für die bereichernde Zusammenarbeit. Nicht zuletzt gebührt mein Dank auch allen Probanden, die sich mit viel Idealismus für die Untersuchungen zur Verfügung gestellt haben.

LEBENS LAUF

Ich wurde 1955 in Schaffhausen geboren. Nach der Primar- und Realschule in Neuhausen am Rheinfall, besuchte ich die humanistische Abteilung der Kantonsschule Schaffhausen, wo ich 1974 mit der Matura Typus A abschloss. Im gleichen Jahr begann ich das Medizinstudium an der Universität Freiburg i.Ue. Für die klinischen Semester wechselte ich an die Universität Bern. Während des Wahlstudienjahres absolvierte ich u.a. Praktika in Chirurgie, Innerer Medizin, in einer Notfallstation (Denver, USA) sowie als Vertreter in einer Allgemein-Praxis. Ende 1980 bestand ich das Staatsexamen in Bern. Von Januar bis Juni 1981 war ich am Institut für biomedizinische Technik tätig, wo die vorliegende Arbeit entstand.

